

FELIPE FERNANDES LEMOS

DESENVOLVIMENTO DE DISPOSITIVOS PARA
REALIZAÇÃO DE TESTES IN VITRO
EM COLUNA VERTEBRAL

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 e sub-área de Engenharia Semiológica.

Orientador: Prof. Dr. José Elias Tomazini

Guaratinguetá
2006

L557d	Lemos, Felipe Fernandes Desenvolvimento de dispositivos para realização de testes <i>in vitro</i> em coluna vertebral / Felipe Fernandes Lemos . – Guaratinguetá : [s.n.], 2006 109f. : il. Bibliografia: f. 88-99 Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2006 Orientador: Prof. Dr. José Elias Tomazini 1. Biomecânica I. Título CDU 612.766
-------	---



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá

DESENVOLVIMENTO DE DISPOSITIVOS PARA REALIZAÇÃO
DE TESTES IN VITRO EM COLUNA VERTEBRAL

FELIPE FERNANDES LEMOS

ESTA DISSERTAÇÃO 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 Junior
Coordenador

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. José Elias Tomazini
Orientador/UNESP-FEG

Prof. Dr. Mauro Hugo Mathias
UNESP-FEG

Prof. Dr. Luiz Carlos de Queiroz
FAENQUIL

Janeiro de 2006

DADOS CURRICULARES

FELIPE FERNANDES LEMOS

NASCIMENTO	15.01.1979 – ALÉM PARAÍBA / MG
FILIAÇÃO	José Francisco de Lemos † Maria Aparecida Fernandes Lemos †
1997-2001	Curso de Graduação em Fisioterapia Escola de Reabilitação - Universidade Católica de Petrópolis
2002-2003	Curso de Pós-Graduação em Neurologia, nível de especialização, na Universidade de Taubaté e Universidade Federal de São Paulo
2003-2006	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível de Mestrado, na Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá da UNESP

A minha mãe, que ao lado de Deus, guia minha vida.

Amada esposa, alicerce para esta conquista.

Aos meus queridos amigos-irmãos.

Em memória de meu pai.

AGRADECIMENTOS

Ao professor que realmente me ensinou, sendo amigo, companheiro, e conselheiro, e me orientando não só no ponto de vista profissional, pois nisso ele é fantástico, mas na vida, valores como honestidade e humildade. Aprendi a ser um pouco mais gente, ser humano, contudo, um Mestre. O meu muito obrigado ao Prof. Dr. José Elias Tomazini.

Quando encerrar esta jornada não ganharei somente o título, mas também um amigo, que me auxiliou muito tecnicamente; mas imensamente, na amizade. Por isso digo que este trabalho tem a participação fundamental do amigo Urbano Gonçalves Oliveira.

Ao colega Bruno Gama, pela importantíssima colaboração.

Aos professores do Departamento de Mecânica, em especial aos professores Dr. Mauro Hugo Mathias, Dr. João Zangrandi, Dr. Luiz Fernando Nascimento e Dr. José Geraldo Brandão.

Obrigado, funcionários do Departamento de Mecânica: Walter, Rosiléa, Pedro, Lúcia, Quirino, Salete e Ellen, por me “agüentarem” nesse tempo.

Aos técnicos do Departamento de Materiais, Wilson Monteiro e Célio Souza.

As “meninas e menino” da Seção de Pós Graduação, pela paciência.

As funcionárias da biblioteca, em especial à querida Ana Maria Antunes.

Aos meus “companheiros de batalha”, que desde o início estivemos juntos, Henrique Muta e Elaine Teodoro (“irmã”).

Aos colegas do Açougue São José, pela dedicação no fornecimento das peças.

A minha nova família, pelo grande incentivo, especialmente à Patrícia Machado e Amélia Lopes.

Agradeço a todas as pessoas que direta ou indiretamente me ajudaram a tornar esse sonho possível.

Este trabalho contou com o apoio financeiro da CAPES (Coordenadoria de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior), através do Programa PROAP-Demanda Social.

“Os ideais que iluminaram meu caminho e sempre me deram coragem para enfrentar a vida com alegria foram a verdade, a bondade e a beleza.”

Albert Einstein

LEMOS, F. F. Desenvolvimento de Dispositivos para Realização de Testes In Vitro em Coluna Vertebral. 2006. 109f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2006.

RESUMO

Para melhor entender os mecanismos degenerativos da coluna vertebral e avaliar o melhor método para seu tratamento é necessário que se conheça o comportamento dos diversos componentes das articulações intervertebrais. Com isso, torna-se essencial o desenvolvimento de dispositivos capazes de simular as condições fisiológicas de movimentos e cargas a fim de realizar testes in vitro que fornecerão dados para posteriormente serem testados in vivo. O objetivo deste trabalho é o desenvolvimento de dispositivos para a realização de testes in vitro com coluna vertebral. Estes dispositivos constam de uma máquina capaz de simular o movimento de flexão-extensão, pré-cargas axiais e a angulação pélvica, e uma lâmina de extensometria para captar as deformações dos tecidos testados. Foram realizados experimentos com discos intervertebrais suínos a fim de avaliar a eficiência dos dispositivos. Realizaram-se dois experimentos usando os dispositivos desenvolvidos e um experimento na máquina universal de ensaios. Como resultado obteve-se valores de propriedades mecânicas coerentes com a literatura e o disco intervertebral comportando-se como um material viscoelástico. Outro ponto importante foi a obtenção da pressão intradiscal aproximada relacionando-a com o deslocamento angular da coluna. Conclui-se que os dispositivos apresentaram funcionamento satisfatório, abrindo perspectivas para outros estudos.

PALAVRAS-CHAVE: Disco intervertebral, pressão intradiscal, dispositivo para testes in vitro, biomecânica da coluna vertebral.

LEMOS, F. F. Development of Devices for In Vitro Spine Tests. 2006. 109f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2006.

ABSTRACT

The best way to understand the degenerative mechanisms of the vertebral column and to evaluate appropriated methods for its treatment it is necessary to know the behavior of the diverse components of the intervertebral joints. So, it becomes essential to simulate the physiological conditions of movements and loads in order to carry through tests in vitro that they will supply datas to be tested in vivo. The objective of this study is the development of devices of low cost for the accomplishment of tests in vitro with spine. These devices consist of a machine capable to simulate the movement of flexion-extension, daily pay-loads and the pelvic inclination, and an extensometry blade to catch the deformations of tested structures. Porcine had been carried through experiments with intervertebral discs in order to evaluate the efficiency of the devices. Two experiments had been become fulfilled using the developed devices and an experiment in the universal test machine. As result we got values of coherent mechanical properties with literature and the intervertebral disc behaving as a viscoelastic material. Another important point was the attainment of the intradiscal pressure approached relating it with the angular displacement of the spine. It is concluded that the devices had presented satisfactory functioning, opening perspective for other studies.

KEYWORDS: Intervertebral disc, intradiscal pressure, device for in vitro tests, spine biomechanics.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

LISTA DE SÍMBOLOS

1	INTRODUÇÃO.....	19
1.1	OBJETIVOS.....	20
1.2	METODOLOGIA.....	21
1.3	ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO.....	21
1.4	ANATOMIA, BIOMECÂNICA E FISIOPATOLOGIA DO DISCO INTERVERTEBRAL.....	23
1.5	EQUIPAMENTOS UTILIZADOS EM OUTROS ESTUDOS.....	32
1.6	UTILIZAÇÃO DE MODELOS ANIMAIS.....	39
2	DESENVOLVIMENTOS DOS DISPOSITIVOS.....	40
2.1	CONSTRUÇÃO DA LÂMINA DE EXTENSOMETRIA.....	40
2.2	CONSTRUÇÃO DO DISPOSITIVO QUE SIMULA A COLUNA VERTEBRAL.....	46
3	DESENVOLVIMENTO EXPERIMENTAL.....	56
3.1	COMPORTAMENTO DO DISCO INTERVERTEBRAL SOB COMPRESSÃO.....	56
3.1.1	Resultados e Discussão.....	59
3.2	COMPORTAMENTO DO DISCO INTERVERTEBRAL SOB COMPRESSÃO E DESCOMPRESSÃO AXIAL.....	66
3.2.1	Resultados e Discussão.....	69
3.3	COMPORTAMENTO DO DISCO INTERVERTEBRAL LOMBAR DURANTE O MOVIMENTO DE FLEXO-EXTENSÃO.....	77
3.3.1	Resultados e Discussão.....	80

4	CONCLUSÕES.....	86
	REFERÊNCIAS.....	88
	Bibliografia Consultada.....	95
	APÊNDICE A - Exemplo de gráfico obtido pela máquina universal de ensaios modelo MEM-10.000 (Emic, Itaquaquecetuba, Brasil).....	99
	APÊNDICE B - Dados referentes ao experimento descrito no item 3.1.....	100
	APÊNDICE C - Dados referentes ao experimento descrito no item 3.2.....	103
	APÊNDICE D - Dados referentes ao experimento descrito no item 3.3.....	105
	ANEXO A - Parecer do Comitê de Ética na Experimentação Animal.....	109

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 -	Componentes do disco intervertebral. Adaptada de Hall (2003).....	23
FIGURA 2 -	Resposta do disco à compressão. Adaptada de Tong (1999).....	26
FIGURA 3 -	Deslocamento do núcleo decorrente de movimentos. Adpatada de Tong (1999).....	27
FIGURA 4 -	Comparação dos efeitos da compressão na distribuição da tensão intradiscal em discos íntegros (A) e degenerados (B). Adaptada de Whitte; Augustus; Panjabi (1990).....	27
FIGURA 5 -	Resposta do disco à cargas inclinadas. Adaptada de Whitte; Augustus; Panjabi (1990).....	28
FIGURA 6 -	Mecanismo de lesão do disco intervertebral. Adaptada de Chaffin; Anderson; Martin (1999).....	29
FIGURA 7 -	Equipamento usado para simular a flexão-extensão da coluna. Adaptada de Adams et al (1996).....	32
FIGURA 8 -	Forma de aplicação dos cabos que simulam os músculos. Adaptada de Quint et al (1998).....	33
FIGURA 9 -	Dispositivo usado para simular so três movimentos da coluna vertebral. Adaptada de Kettler et al (2000).....	34
FIGURA 10 -	Modelo esquemático do equipamento usado para simular a flexão-extensão. Adaptada de Chen et al (2004).....	34
FIGURA 11 -	Sistema de cabos e roldanas usado para simular os movimentos da coluna vertebral. Adapatada de Tawackoli et al (2004).	35
FIGURA 12 -	Modelo de aplicação de carga seguidora. Adaptada de Patwardhan et al (1999).....	36
FIGURA 13 -	Exemplo de aplicação de carga seguidora. Em A, um modelo demonstrativo e em B e C, imagens laterale frontal, respectivamente. Adaptada de Patwardhan et al (1999).....	37
FIGURA 14 -	Projeto do transdutor de pressão. Adaptado de Wilke et al (2000)...	38
FIGURA 15 -	Diagrama do momento fletor.....	41
FIGURA 16 -	Modelo esquemático da lâmina de extensometria.....	42

FIGURA 17 - Modelo esquemático da meia Ponte de Wheatstone.....	43
FIGURA 18 - Calibração da lâmina de extensometria.....	45
FIGURA 19 - Gráfico da calibração da lâmina de extensometria ($r = 0,999$).....	45
FIGURA 20 - Máquina Universal de Testes em Coluna Vertebral. Adaptada de Wilke et al (1994).....	46
FIGURA 21 - Projeto das peças integrantes do equipamento.....	48
FIGURA 22 - Projeto do dispositivo de testes em coluna vertebral.....	49
FIGURA 23 - Ensaio de torque da coluna vertebral.....	51
FIGURA 24 - Ensaio de torque no servo-motor.....	51
FIGURA 25 - Fixação dos cabos para a aplicação da carga seguidora.....	52
FIGURA 26 - Sistema de suporte de carga.....	53
FIGURA 27 - Sistema de elevação da base para simular ângulo pélvico.....	54
FIGURA 28 - Máquina Universal de Ensaios.....	55
FIGURA 29 - Unidade funcional da coluna vertebral lombar sendo submetida à compressão axial.....	58
FIGURA 30 - Gráfico carga-deformação até 500 N ($r^2 \cong 1$ e $p < 0,001$).....	60
FIGURA 31 - Diagrama tensão-deformação específica até 500 N ($r^2 \cong 1$ e $p < 0,001$).....	61
FIGURA 32 - Gráfico carga-deformação após 500 N ($r \cong 1$ e $p < 0,001$).....	62
FIGURA 33 - Diagrama tensão-deformação específica após 500 N ($r \cong 1$ e $p < 0,001$).....	63
FIGURA 34 - Comparação da deformação dos discos intervertebrais em relação a carga aplicada.....	64
FIGURA 35 - Comparação da deformação específica dos discos intervertebrais em relação a tensão.....	64

FIGURA 36 - Corte axial do disco intervertebral após o ensaio de compressão.....	65
FIGURA 37 - Gráfico demonstrativo do período de carregamento e descarregamento.....	67
FIGURA 38 - Bancada adaptada para os testes de compressão e descompressão axial de discos intervertebrais.....	68
FIGURA 39 Lâmina de extensometria fixada às extremidades do disco intervertebral.....	69
FIGURA 40 - Gráfico carga-deformação sob compressão ($r^2= 0,99$ e $p < 0,001$)....	72
FIGURA 41 - Gráfico carga-deformação sob descompressão ($r^2= 0,997$ e $p < 0,001$).....	73
FIGURA 42 - Diagrama tensão-deformação específica sob compressão ($r^2= 0,991$ e $p < 0,001$).....	73
FIGURA 43 - Diagrama tensão-deformação específica sob descompressão ($r = 0,998$ e $p < 0,0001$).....	74
FIGURA 44 - Comportamento médios dos discos durante toda a compressão e descompressão.....	75
FIGURA 45 - Modelo esquemático do experimento.....	79
FIGURA 46 - Visão do experimento.....	80
FIGURA 47 - Comportamento médio sem inclinação da bancada.....	81
FIGURA 48 - Comportamento médio com inclinação da bancada.....	81
FIGURA 49 - Variação da pressão intradiscal com o movimento e sem a inclinação da bancada.....	84
FIGURA 50 - Variação da pressão intradiscal com o movimento e com a inclinação da bancada.....	84
FIGURA 51 - Gráfico fornecido pela máquina de ensaio universal.....	99
FIGURA 52 - Parecer do Comitê de Ética na Experimentação Animal da UNESP/Botucatu.....	109

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 -	Dimensões da lâmina de extensometria.....	44
TABELA 2 -	Nível vertebral e altura inicial dos discos intervertebrais testados.....	57
TABELA 3 -	Diâmetro transversal, diâmetro antero-posterior e área dos discos intervertebrais testados.....	58
TABELA 4 -	Altura inicial e histerese dos discos intervertebrais testados.....	70
TABELA 5 -	Diâmetro antero-posterior inicial e final, e deformação antero-posterior dos discos intervertebrais após o experimento.....	70
TABELA 6 -	Diâmetro transversal inicial e final, e deformação transversal dos discos intervertebrais após o experimento.....	71
TABELA 7 -	Nível vertebral e área dos discos intervertebrais testados.....	71
TABELA 8 -	Resultados das propriedades mecânicas médias.....	74
TABELA 9 -	Dimensões dos discos intervertebrais testados.....	78
TABELA 10 -	Valores médios estimados referentes ao disco intervertebral.....	83
TABELA 11 -	Médias obtidas dos cinco discos testados.....	100
TABELA 12 -	Desvios padrão obtidos dos cinco discos testados.....	101
TABELA 13 -	Dados obtidos dos oito discos testados.....	103
TABELA 14 -	Dados complementares obtidos dos oito discos testados.....	103
TABELA 15 -	Tabela dos dados obtidos nos dez segmentos testados com a base plana.....	105
TABELA 16 -	Tabela dos dados obtidos nos dez segmentos testados com a base inclinada.....	106
TABELA 17 -	Tabela comparativa da pressão intradiscal em relação ao deslocamento angular.....	107

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AVD's	Atividades de vida diária
EUA	Estados Unidos da América
HBM	Hottinger Baldwin Messtechnik
LG	Lucky Goldstar
L1	Primeira vértebra lombar
L2	Segunda vértebra lombar
L5	Quinta vértebra lombar
L6	Sexta vértebra lombar
s.d.	Sem data
SNC	Sistema nervoso central
T10	Décima vértebra torácica

LISTA DE SÍMBOLOS

a	raio do núcleo pulposo	m
A	área	m
b	largura da lâmina	m
C_1	constante de integração	[1]*
d	distância entre as duas extremidades da lâmina	m
dp	desvio padrão	[1]
dx	diferencial	[1]
E	módulo de elasticidade longitudinal	Pa
E_1	extensômetro 1	[1]
E_2	extensômetro 2	[1]
EI	rigidez flexional	Nm ²
F	força	g
G	módulo de elasticidade transversal	Pa
h	espessura da lâmina	m
k	fator do extensômetro	[1]
K	constante de rigidez	N/m
ℓ	comprimento da extremidade da lâmina ao extensômetro	m
ℓ_0	altura inicial	m
ℓ_{AP}	diâmetro Antero-posterior inicial	m
ℓ_t	comprimento total da lâmina	m
M	momento fletor	Nm
P	carga externa	N
P_a	Pressão interna	Pa
P_n	pressão no núcleo pulposo	Pa
r	índice de correlação	[1]
R	Raio total do disco	m
u	deslocamento em direção do raio	m
V	tensão de excitação	V

δ	deslocamento	m
δ_{AP}	deslocamento antero-posterior	m
Δ	variação	[1]
E	tensão na saída da ponte	V
ε	deformação específica	[1]
ε_{AP}	deformação específica antero-posterior	[1]
ε_{med}	deformação específica medida	[1]
ε_r	deformação específica em relação ao raio	[1]
ε_t	deformação específica transversal	[1]
ε_z	deformação específica longitudinal	[1]
ν	coeficiente de Poisson	[1]
ν_{AP}	coeficiente de Poisson antero-posterior	[1]
ν_t	coeficiente de Poisson transversal	[1]
σ	tensão normal	Pa

* [1]: sem unidade.

1 – INTRODUÇÃO

Na prática clínica diária de Fisioterapia em indivíduos com problemas de coluna sempre surgem dúvidas (o “que fazer” e “como fazer”) a respeito de atividades de vida diária (AVD's) e simultânea proteção da região lombar. Uma das maiores dúvidas é saber qual o movimento ou angulação que faz aumentar a tensão intradiscal que, por sua vez, tem relação com a extrusão do disco intervertebral e conseqüente processo de dor.

Segundo o National Institute of Occupational Safety Health¹ (1999 apud Solomonow et al, 2003), os casos de distúrbios na coluna vertebral chegaram a 472.000 no ano de 1997 nos EUA. Os fatores de risco estão relacionados à genética, morfologia, biomecânica e psicologia, mais evidenciados com os avanços tecnológicos após a Revolução Industrial.

Passados poucos anos, tem-se visto uma explosão no número de novos aparelhos para fixação da coluna para a reconstrução de lesões, danos nos discos intervertebrais, correção de deformidades e cirurgia de tumores. Estes novos implantes juntos com os novos procedimentos cirúrgicos precisam ser evoluídos biomecanicamente, primeiramente in vitro do que em uso clínico, para determinar a atuação estabilizante e para compará-los com médias aceitáveis de fixação. As investigações in vitro também podem fornecer informações sobre a distribuição de cargas nos diferentes componentes da coluna, assim como ligamentos, discos intervertebrais ou facetas articulares. Da mesma maneira essas informações podem fornecer causas intrínsecas de dores nas costas. Estes testes, porém, requerem aparelhos experimentais para a aplicação de cargas razoavelmente fisiológicas sob diversas condições (Wilke et al 1994).

¹ National Institute of Occupational Safety, Health. Survey of Occupational Injuries, Illnesses. Washington, DC: National Institute of Occupational Safety, Health; 1999 apud SOLOMONOW, M. et al. Biomechanics and electromyography of a common idiopathic low back disorder. Spine, New York, v. 28, n.12, p.1235-1248, june 2003.

Estudos *in vitro* podem ser usados para avaliar a extensão dos danos que podem ser causados por forças na coluna vertebral. A degeneração do disco intervertebral pode ser usada para suportar a base mecânica da dor na coluna lombar (Hsiang; Brogmus; Courtney, 1997).

A fim de analisar o grau de comprometimento de movimentos angulares em colunas vertebrais pós-fixação, Akamaru et al (2003), utilizaram-se de uma máquina que simula os movimentos, posicionamentos e cargas da coluna vertebral e concluíram que se as fixações cirúrgicas fossem realizadas em ângulos diferentes aumentariam a mobilidade da coluna. Com isso, pode-se melhorar a técnica cirúrgica dando ao paciente melhor qualidade de vida pós-procedimento. Neste caso, fica claro a utilidade de tal equipamento capaz de simular biomecanicamente a coluna vertebral.

1.1 – OBJETIVOS

O objetivo principal deste trabalho é o desenvolvimento de dispositivos para analisar o comportamento do disco intervertebral *in vitro* durante o movimento de flexo-extensão da coluna vertebral.

Como objetivos específicos pode-se citar o desenvolvimento de uma máquina capaz de simular a flexão e a extensão da coluna vertebral com velocidade constante para permitir a repetibilidade do movimento, a pré-carga axial e a inclinação pélvica, com componentes montados de forma a permitir a utilização de diferentes modelos e segmentos anatômicos e, ter baixo custo de construção. Outro ponto importante é o desenvolvimento de um sensor capaz de medir *in vitro* a deformação axial do disco intervertebral sob compressão vertical, estática ou dinâmica, que possa ser lida e processada por microcomputadores para melhorar a confiabilidade dos dados.

Outros objetivos específicos têm relação direta com testes realizados com os dispositivos desenvolvidos tais como: obter, aproximadamente, algumas propriedades mecânicas do disco intervertebral de suínos, fazer uma relação entre deslocamento

longitudinal e pressão intradiscal, e verificar se a inclinação da bancada influência no comportamento desta pressão.

Durante o desenvolvimento destes dispositivos foi preciso conhecer melhor, na prática, o comportamento do disco intervertebral, principalmente de maneira estática, para se fazer uma relação entre as variáveis presentes. Por isto foram realizados experimentos com discos intervertebrais de suínos sob compressão e subsequente cálculo das suas propriedades mecânicas.

1.2 – METODOLOGIA

Para que fossem alcançados os objetivos descritos acima, foram desenvolvidos dispositivos no Departamento de Mecânica – FEG/UNESP para analisar o comportamento do disco intervertebral. Como parte integrante do estudo, e com o intuito de aprimorar os conhecimentos sobre a estrutura em questão, também realizaram-se testes no Departamento de Materiais – FEG-UNESP.

A fim de avaliar a eficiência dos dispositivos desenvolvidos, foram realizados testes usando discos intervertebrais suínos. A metodologia de cada teste é descrita separadamente, assim como a da confecção dos dispositivos.

Todos os recursos utilizados estão disponíveis na FEG/UNESP.

1.3 – ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

Esta dissertação é composta por quatro capítulos, apêndices e anexo divididos da seguinte maneira:

Capítulo 1, INTRODUÇÃO. Este capítulo abordará a motivação para a elaboração do trabalho, a relação entre o tema e a interação entre as áreas de saúde e engenharias, os objetivos principais e os que surgiram com o desenvolvimento do projeto e a estrutura da dissertação. São abordados os trabalhos já realizados

envolvendo a coluna vertebral e seus componentes, bem como os métodos utilizados e as descobertas que possam auxiliar no desenvolvimento e melhor compreensão do atual estudo. Será dividido em sub tópicos enfatizando a anatomia e biomecânica do disco intervertebral, as relações entre lesão, dor, pressão intradiscal e procedimentos cirúrgicos, os equipamentos já desenvolvidos para este fim e a utilização de modelos biomecânicos animais em substituição a modelos humanos.

Capítulo 2, DESENVOLVIMENTO DOS DISPOSITIVOS. Apresenta o processo de construção e calibração da lâmina de extensometria, ou seja, do dispositivo para obtenção da deformação axial e o processo de construção, testes, e finalização da construção do equipamento que simula os movimentos de flexão e extensão da coluna vertebral, a carga axial e a angulação pélvica.

Capítulo 3, DESENVOLVIMENTO EXPERIMENTAL. Descreve os experimentos realizados com os dispositivos construídos, de forma separada e em conjunto, além do realizado com discos intervertebrais na máquina de ensaio universal (compressão). Apresentando suas metodologias, análise dos dados, resultados e discussões.

Capítulo 4, CONCLUSÕES. Expõe as conclusões obtidas com os experimentos realizados.

Apêndice A. Mostra um exemplo de um gráfico obtido pela máquina universal de ensaios.

Apêndice B. Expõe os dados numéricos obtidos no experimento descrito no item 3.1.

Apêndice C. Expõe os dados numéricos obtidos no experimento descrito no item 3.2.

Apêndice D. Expõe os dados numéricos obtidos no experimento descrito no item 3.3.

Anexo A. Mostra o Parecer do Comitê de Ética na Experimentação Animal.

1.4 – ANATOMIA, BIOMECÂNICA E FISIOPATOLOGIA DO DISCO INTERVERTEBRAL

Cada disco intervertebral é caracterizado estruturalmente por três tecidos integrados: o núcleo pulposo central, o anulus fibroso circundante e as placas terminais de cartilagem limitantes (Palastanga; Field; Soames, 2000).

Segundo Hall (2003), o disco intervertebral é composto de duas estruturas funcionais: um anel compacto composto de material fibrocartilaginoso chamado anulus fibroso, ou anulus, circundando um material gelatinoso conhecido como núcleo pulposo, ou núcleo (Figura 1).

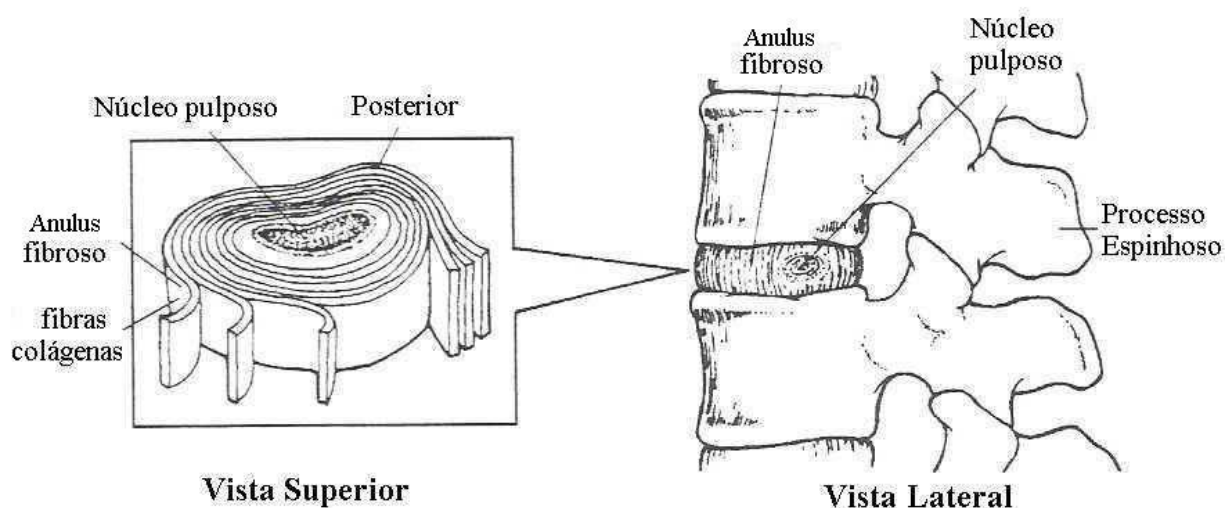


Figura 1 – Componentes do disco intervertebral. Adaptada de Hall (2003).

Para determinar tensões nos tecidos da coluna vertebral é necessário que se conheçam as forças e momentos atuando na coluna vertebral entre as várias estruturas de suporte de carga, incluindo o disco intervertebral, articulações apofisárias e ligamentos intervertebrais. Após isso, as forças atuando no disco intervertebral e nas articulações apofisárias precisam ser distribuídas através da estrutura para determinar a tensão nos tecidos. Nenhum desses passos é fácil de realizar usando modelos matemáticos porque a distribuição das cargas entre estruturas da coluna vertebral é extremamente sensível a detalhes anatômicos e a distribuição da tensão dentro do disco é sensível a pequenas variações na composição biomecânica. Certamente, modelos podem ser desenvolvidos para indicar tensão nos tecidos em uma coluna vertebral típica, mas deste modo os modelos dependem da propriedade dos materiais que podem ser selecionados para atuarem numa larga amplitude de valores (Dolan; Adams, 2001).

Segundo Nachemson; Schultz; Berkson (1979), dados sobre as propriedades mecânicas do disco intervertebral são sempre necessários para estudos da biomecânica da coluna vertebral. Para estes estudos foram utilizadas unidades funcionais de coluna vertebral, que consiste em um disco intervertebral e suas vértebras adjacentes.

A coluna lombar humana é a mais freqüentemente susceptível à morbidade devido à doença degenerativa discal. Uma das causas para isto é que a coluna lombar tem mais mobilidade e sustenta mais cargas das extremidades superiores e do tronco. Em decorrência do fato acima, as pesquisas biomecânicas são essenciais para a avaliação de condições patológicas (Kanayama et al, 1995).

O núcleo pulposo age como um amortecedor hidráulico em resposta a cargas compressivas na coluna vertebral, redistribuindo cargas para o anulus fibroso e vértebras adjacentes. A perda de água no disco intervertebral reduz sua atividade de distribuir as cargas efetivamente, tal aspecto é significativo no mecanismo de degeneração e herniação do disco intervertebral (Costi; Hearn; Fazzalari, 2002).

Para melhor ilustrar a função do núcleo pulposo, Meakin; Redpath; Hukins (2001), realizaram um estudo *in vitro* com discos intervertebrais humanos, removendo deles o núcleo pulposo e submetendo-os a carga compressiva. Os discos intactos suportaram uma carga média de 420 N; enquanto que os desnucleados, apenas 270 N.

Em um estudo realizado com colunas de ratos, submetidos a cargas compressivas dinâmicas, ficou demonstrado que o remodelamento, ou seja, a síntese dos tecidos do disco que suportam e transmitem tais cargas dependem de determinadas condições de carga e frequência apropriadas (Walsh; Lotz, 2004).

Ledet et al (2005), em um estudo realizado com babuínos, que teve como objetivo medir *in vivo* as cargas na coluna vertebral em relação à atividade e postura, obteve como conclusão que atividades em que a coluna é fletida resulta em cargas mais altas que em posição neutra e que a distribuição destas forças é não-uniforme e dinâmica.

Observando os resultados de um estudo realizado por Abbrecht (2001), utilizando 61 unidades funcionais de coluna vertebral lombar humana, verificou-se a alta proporção de prolapso nos discos intervertebrais de L4-L5, em mais de 50% dos discos testados.

Segundo Dolan; Adams (2001), pelo fato da coluna lombar ser curva, a linha de ação da carga compressiva varia com cada nível lombar, e é só em L3-L4 que esta carga compressiva age na direção vertical.

Do ponto de vista das propriedades morfológicas e de citoarquitetura, as diferenças entre os componentes do disco intervertebral são bem pronunciadas, principalmente entre o núcleo pulposo e o anulus fibroso, embora haja uma zona de transição bem semelhante ao anulus fibroso. Os módulos de elasticidade instantâneos, de equilíbrio, e a viscosidade são significativamente maiores no núcleo que nas demais estruturas, fornecendo assim, dados sobre as micropropriedades mecânicas, evidenciando do ponto de vista biomecânico duas populações celulares distintas (Guilak et al, 1999).

Quando uma carga compressiva uniforme é aplicada nos corpos vertebrais de segmentos de movimento, o núcleo pulposo é achatado e deslocado em todas as direções, causando uma saliência no anulus pela tensão nele imposta (Figura 2) (Tong, 1999).

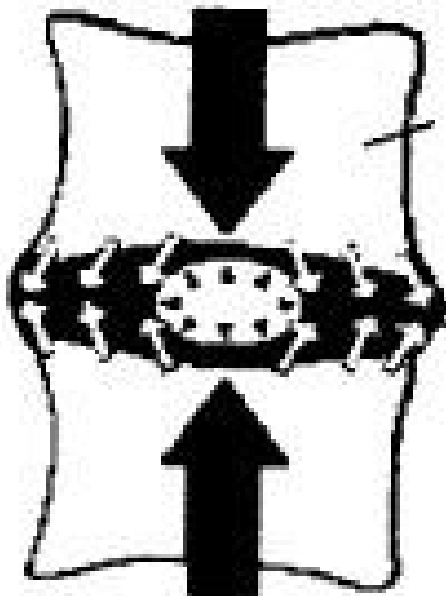


Figura 2 – Resposta do disco à compressão. Adaptada de Tong (1999).

Ainda segundo Tong (1999), como o núcleo está enclausurado pelo anulus e corpos vertebrais, quando se submete à coluna uma flexão, o núcleo é deslocado para a região posterior do disco intervertebral; em contrapartida, quando se submete a coluna à uma extensão, o núcleo é “espremido” para a região anterior do disco, como mostrado na Figura 3.

Uma comparação demonstrada por Whitte; Augustus; Panjabi (1990), relaciona os efeitos da compressão nas tensões internas do disco íntegro e no degenerado, ou seja, desidratados ou com rompimento do anulus fibroso (Figura 4), onde é possível observar a melhor distribuição da carga e menor dano no disco íntegro (o da esquerda).

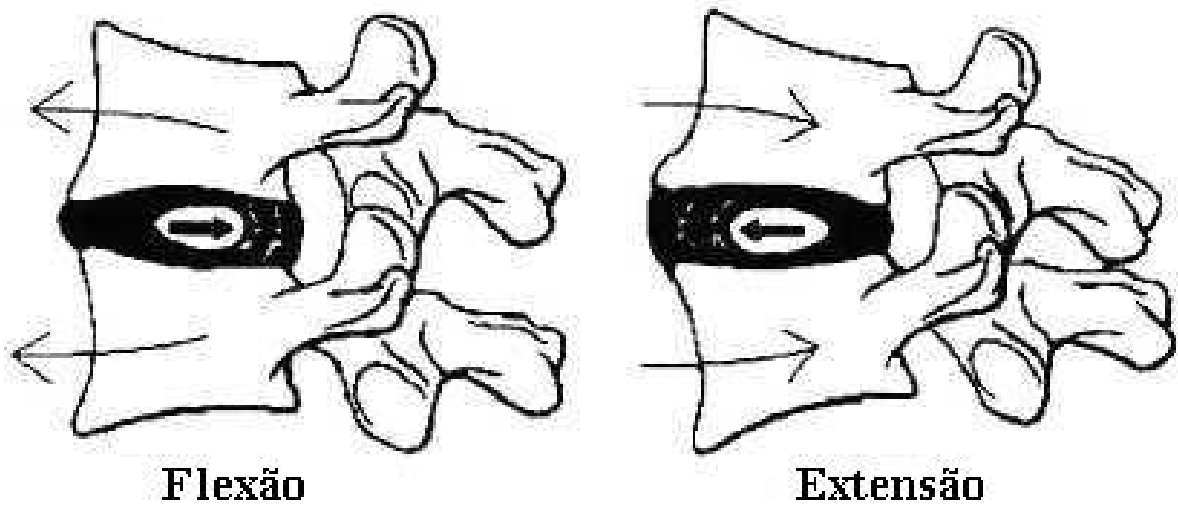


Figura 3 – Deslocamento do núcleo decorrente de movimentos. Adaptada de Tong (1999).

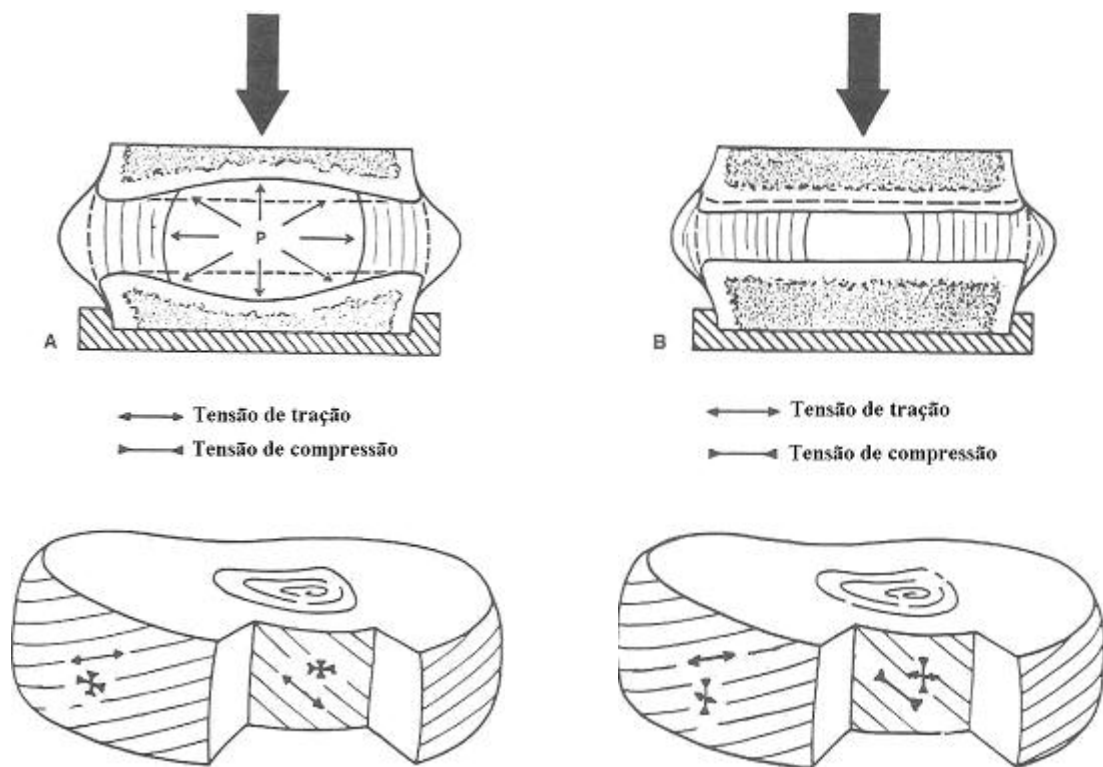


Figura 4 – Comparação dos efeitos da compressão na distribuição da tensão intradiscal em discos íntegros (A) e degenerados (B). Adaptada de Whitte; Augustus; Panjabi (1990).

Segundo Whitte; Augustus; Panjabi (1990), o disco intervertebral é submetido à tração no seu lado convexo e compressão no seu lado côncavo quando submetido a cargas inclinadas durante a flexão ou extensão. Uma parte do disco é submetida à compressão, enquanto a outra parte é carregada em tração, como mostrado na Figura 5.

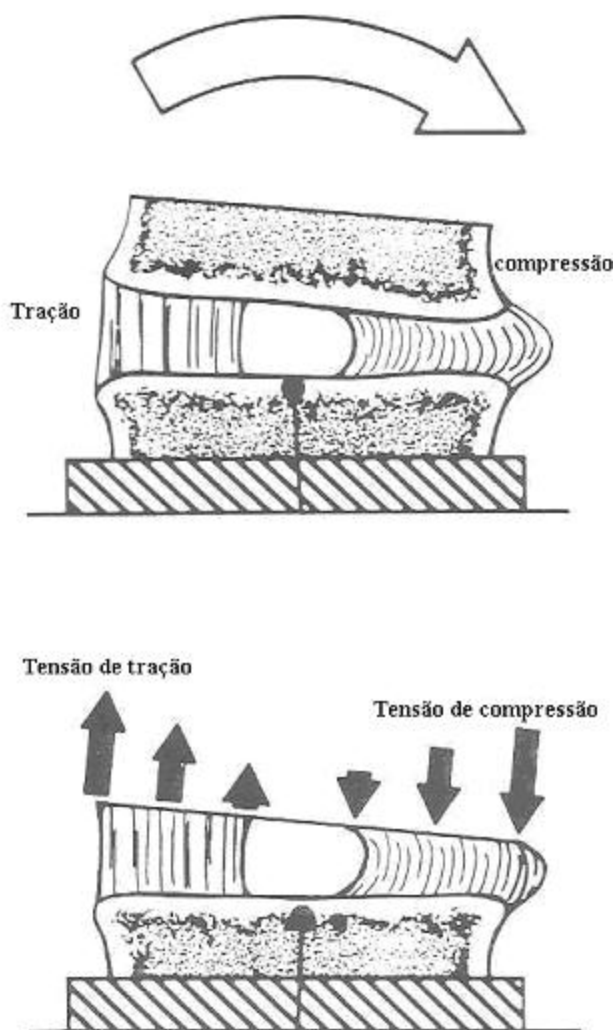


Figura 5 – Resposta do disco à cargas inclinadas. Adaptada de Whitte; Augustus; Panjabi (1990)

A Figura 6 demonstra claramente o mecanismo da lesão do disco intervertebral comprimindo as raízes nervosas. (Chaffin; Anderson; Martin, 1999).

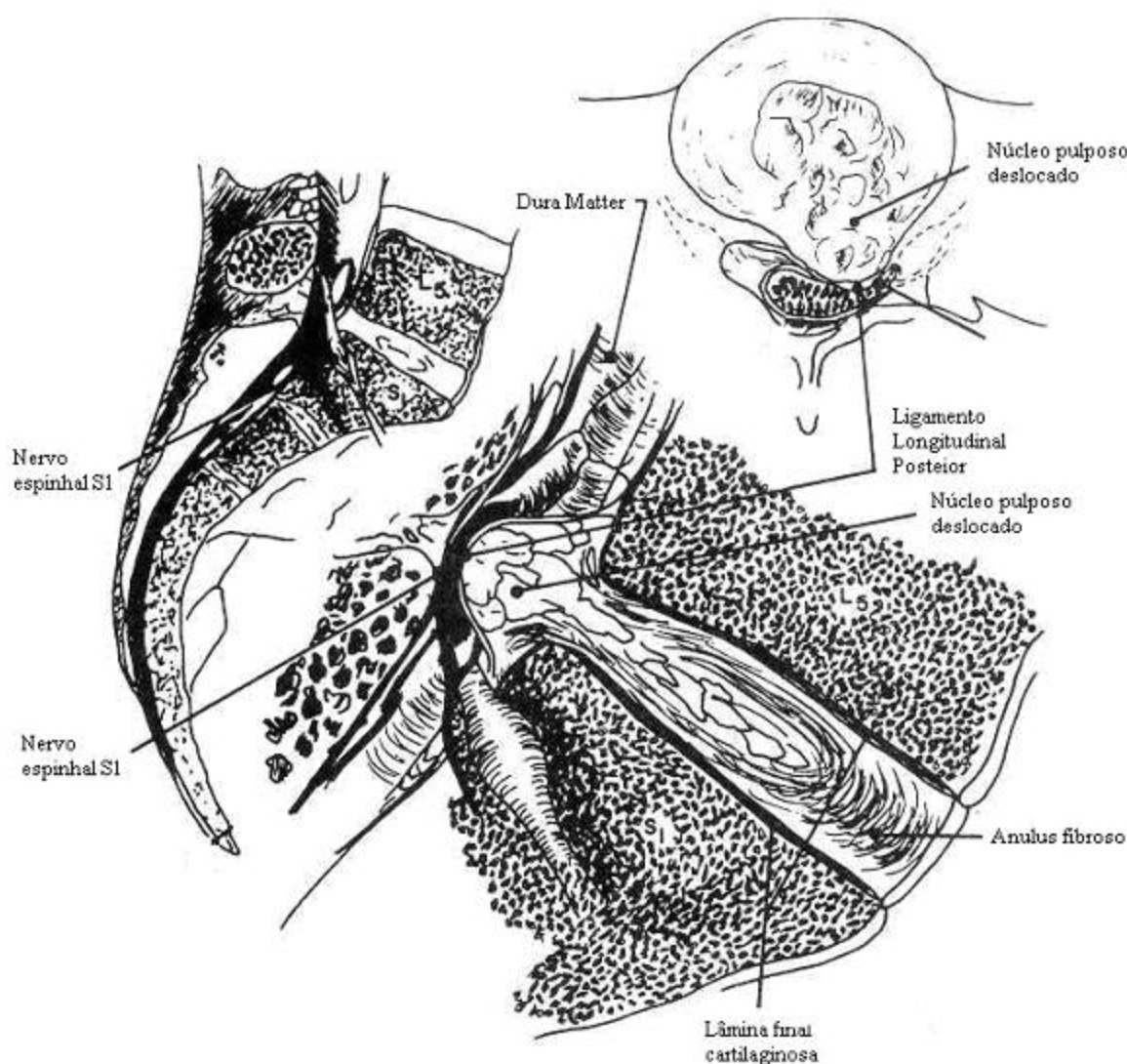


Figura 6 – Mecanismo de lesão do disco intervertebral. Adaptada de Chaffin; Anderson; Martin (1999).

Segundo Cinotti et al (2005), a integridade estrutural e propriedades mecânicas dos tecidos do disco intervertebral dependem da sua população de células e matriz extracelular, incluindo macromoléculas e água. Lesões nas lâminas terminais em discos suínos são encontradas como causa de mudanças degenerativas nos tecidos, vistos em imagens de ressonância magnética nuclear, histologia e investigações biomecânicas.

Testes *in vitro* têm demonstrado que as células do disco são extremamente responsivas a sinais mecânicos; mudanças na pressão hidrostática, esforço de tração ou perda de fluido (Bibby et al, 2001).

Com o objetivo de quantificar os efeitos da hidratação e da velocidade de carregamento nas respostas mecânicas do disco intervertebral, isolaram-se discos intervertebrais de bovinos, removendo todas as estruturas adjacentes (músculos, ligamentos e cápsula) e submetendo-os a testes de compressão axial com diferentes métodos de carregamento. Concluiu-se que magnitude dos efeitos da indução de desidratação por compressão e da velocidade do carregamento em discos intervertebrais sadios são semelhantes aos encontrados em testes biomecânicos com peças anatômicas humanas (Race; Broom; Robertson, 2000).

A flexão da coluna vertebral combinada com inclinação realizada de forma repetitiva, como é encontrada em diversas tarefas realizada por trabalhadores, produz o tracionamento do núcleo pulposo em direção oposta e posterior. Esta informação pode ser útil no diagnóstico e prevenção do prolapso do disco decorrente de movimentos repetitivos (Aultman; Scannell; McGill, 2005).

Segundo Lotz; Chin (2000), a degeneração do disco intervertebral tem sido ligada, direta ou indiretamente, à epidemia de dor nas costas em adultos de meia idade. Por causa da demanda de cargas localizadas nas estruturas da coluna vertebral, fatores mecânicos são a principal suspeita da aceleração da doença neste tecido (disco).

Farndale et al² (1996 apud Iatridis et al, 1999) relataram que o desenvolvimento da ruptura do disco intervertebral lombar está associado com atividades que envolvem inclinação freqüente, torções (giros) e trabalho físico pesado. Isso é associado, também, com forças compressivas anormais, que alteram a composição e, conseqüentemente, as propriedades mecânicas, acelerando a degeneração.

²FARNDAL; R. W.; BUTTLE; D.J.; BARRET; A. J. Improved quantitation and discrimination of sulphated glycosaminoglycans by use of dimethylmethylene blue. Orthopaedic Research Society, n. 297, p. 465-472, 1996 apud IATRIDIS, J. C. et al. Compression-induced changes in intervertebral disc proprieties in a rat tail model. Spine, New York, v. 24, n. 10, p. 996-1002, may. 1999.

Estudos *in vitro* demonstraram que é muito difícil induzir o prolapso do disco usando carga compressiva direta, invariavelmente os corpos vertebrais se lesam primeiro (Simunic; Broom; Robertson, 2001).

Mudanças macroscópicas na estrutura do disco intervertebral vêm sendo associadas com mudanças em suas propriedades biomecânicas e, conseqüentemente a mecanismos estimuladores de lombalgias (Thompson; Pearcy; Barker, 2004).

Num estudo realizado com colunas de gatos, submetidos a sessões de flexão lombar estática, concluiu-se que existe uma associação entre dano nos tecidos viscoelásticos da coluna lombar com espasmos e hiperexcitabilidade da musculatura, aumentando o risco de desenvolvimento de uma debilidade crônica (Solomonow et al, 2003).

Há uma grande evidência para o risco de lesão nas costas associada a cargas súbitas, que podem ocorrer em escorregões, quedas ou levantamento de objetos. Nestes casos, uma rápida e inesperada força ou carga é aplicada no corpo pelo sistema nervoso central (SNC) a fim de restabelecer o equilíbrio. Para isso, o SNC, em respostas a esses eventos, tende a uma “sobredescarga”, que se caracteriza pelo aumento do número de músculos ativados, da taxa de atividade muscular inicial, e na magnitude da atividade muscular. A “sobre descarga” dos músculos aumenta a carga compressiva agindo na coluna. Por outro lado, a aplicação de uma carga súbita inesperada traz o centro de gravidade do corpo para fora da amplitude estável, requerendo que os músculos extensores gerem rapidamente um momento anti-flexão apropriado para prevenir um excessivo desequilíbrio postural. As forças encontradas nestes casos são muito maiores comparadas com as encontradas em testes com movimentos lentos. Estes dois fatores (sobre descarga nos músculos e momento anti-flexão) aumentam o pico de força compressiva e isso pode induzir o prolapso do disco intervertebral (Lee, 2001).

1.5 – EQUIPAMENTOS UTILIZADOS EM OUTROS ESTUDOS

Adams et al (1996, 2000a, 2000b), utilizaram um aparato que só permitia movimentos em um plano, segundo mostra a Figura 7.

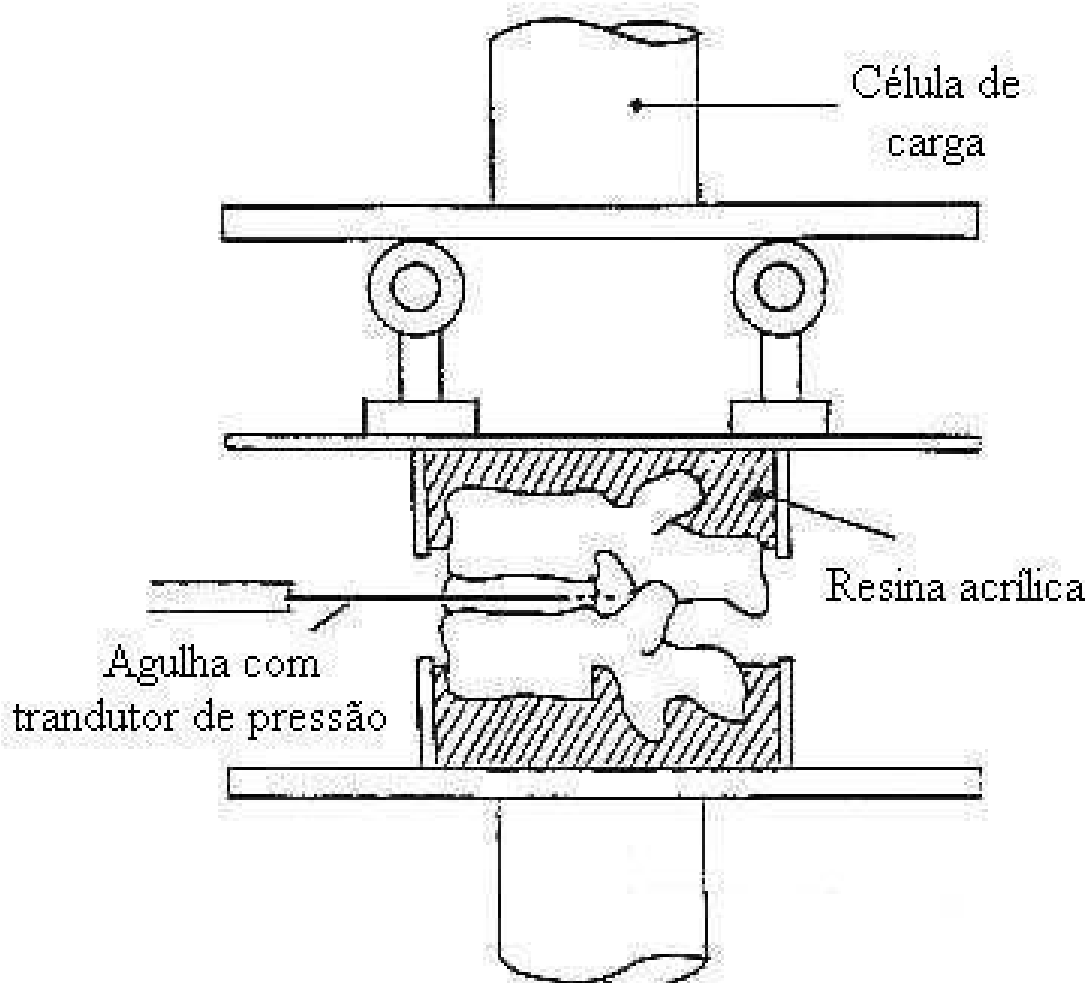


Figura 7 – Equipamento usado para simular a flexão-extensão da coluna. Adaptada de Adams et al (1996).

Com o intuito de simular as forças geradas pelos músculos da coluna lombar, Quint et al (1998), inseriram cabos na quarta vértebra lombar, exatamente no local das inserções musculares, com cargas de 90 N e 30 N, dependendo do movimento requisitado (Figura 8).

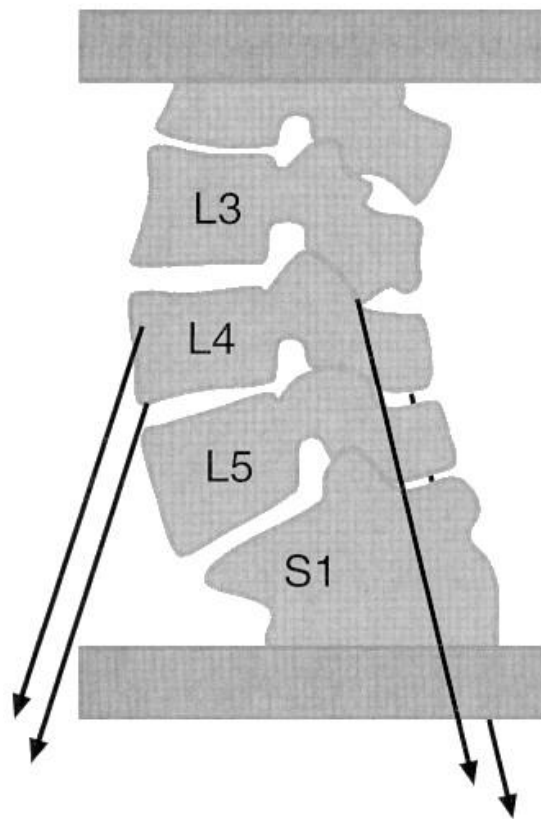


Figura 8 – Forma de aplicação dos cabos que simulam os músculos. Adaptada de Quint et al (1998).

A máquina para testes utilizada por Kettler et al (2000), chamada de Zebris CMSTRA v10 (Figura 9), é composta de motores de passo e realiza os três movimentos da coluna vertebral: a flexão-extensão, a inclinação lateral e a torção.

Para realizar testes com segmentos de coluna vertebral suína, Chen et al (2004), submeteram-nos a um procedimento cirúrgico de fixação com haste metálica e utilizaram um dispositivo capaz de simular o movimento de flexão e aplicação de cargas (Figura 10). Nota-se a utilização de extensômetros para a mensuração do deslocamento das vértebras superior e inferior às fixadas.

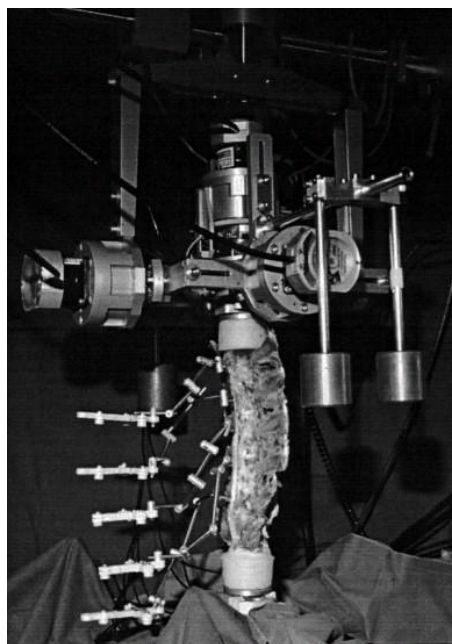


Figura 9 – Dispositivo usado para simular os três movimentos da coluna vertebral. Adaptada de Kettler et al (2000).

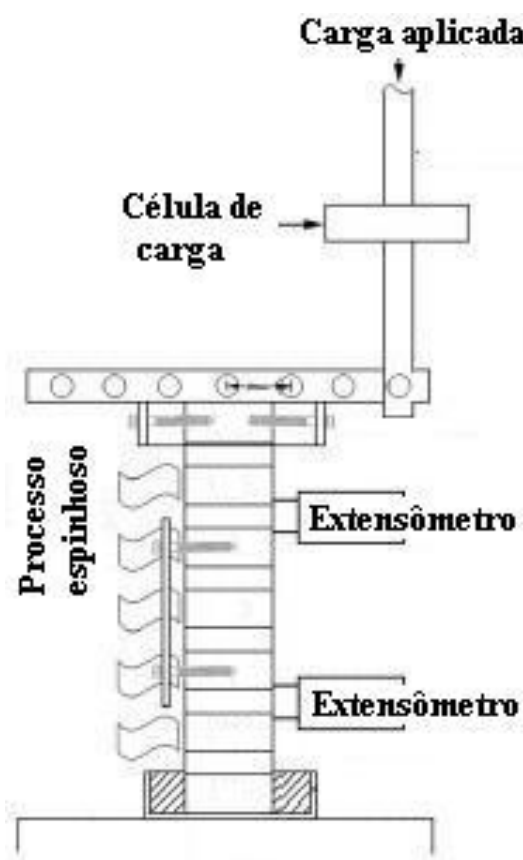


Figura 10 – Modelo esquemático do equipamento usado para simular a flexão-extensão. Adaptada de Chen et al (2004).

Tawackoli et al (2004), realizaram testes em colunas torácicas humanas usando um equipamento dotado de cabos e roldanas para a simulação de movimentos. Neste equipamento também é possível a aplicação de cargas seguidoras (Figura 11). Ele concluiu que a flexibilidade do segmento de coluna vertebral (tóracolumbar) diminui com o aumento da precarga axial.

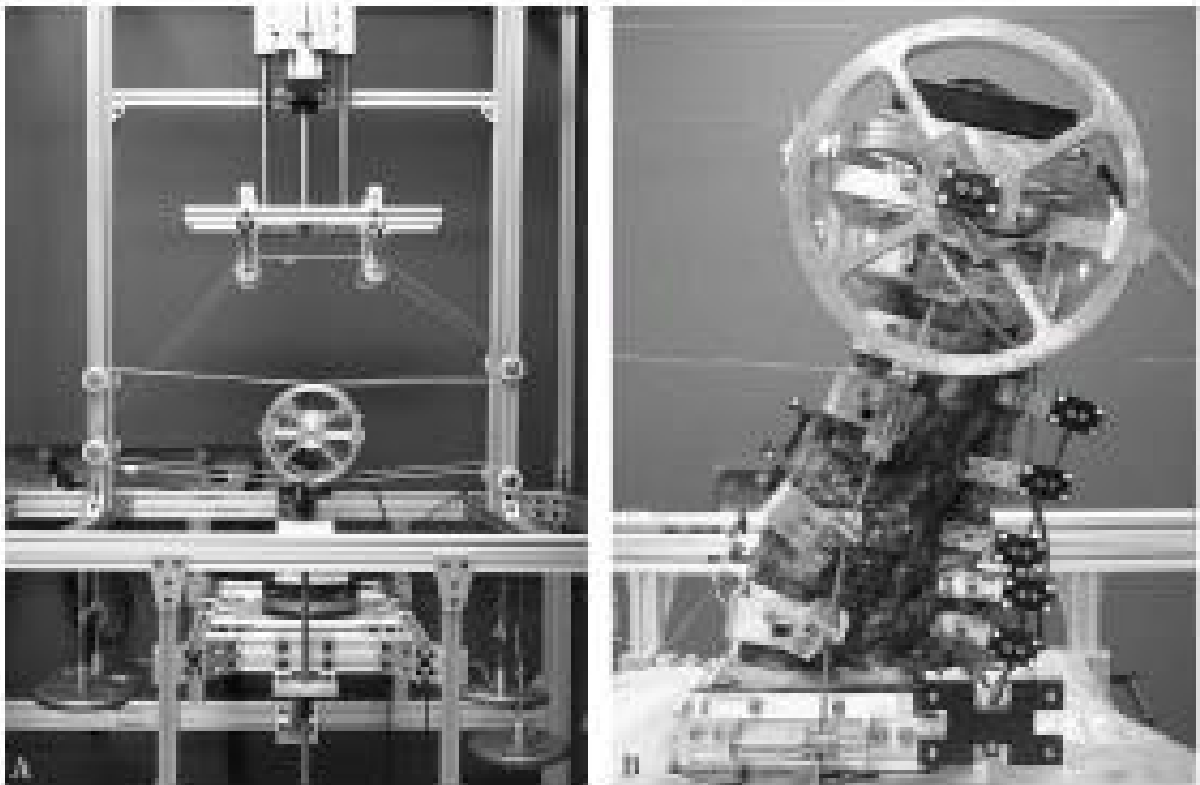


Figura 11 – Sistema de cabos e roldanas usado para simular os movimentos da coluna vertebral. Adaptada de Tawackoli et al (2004).

O equipamento utilizado por Haberl et al (2004), para determinar a resposta cinemática tridimensional de unidades de coluna vertebral, permite a aplicação de torção, torção com pré-carga axial e torção com pré-carga axial fletida ou estendida. Todas as combinações de movimentos são possíveis graças a um sistema de pesos e roldanas fixadas a uma base situada acima das estruturas testadas.

Segundo Rohlmann et al (2001), simulação de cargas fisiológicas em condições experimentais *in vitro* é difícil devido à sua complexidade e porque a coluna é estabilizada essencialmente por forças musculares.

Patwardhan et al (1999) introduziram as cargas seguidoras que estabilizaram a coluna consideravelmente. Testes em coluna lombar sob compressão vertical e cargas seguidoras na posição lordótica neutra em duas posturas fletidas demonstraram que uma força compressiva vertical de 100 N causou maiores mudanças na lordose lombar, e uma carga seguidora de 1200 N foi suportada pelas espécimes sem danos ou instabilidade. Deste modo, uma carga seguidora aumenta a estabilidade sem comprometer a mobilidade da coluna. Uma carga seguidora é uma carga compressiva aplicada longitudinalmente no trajeto da carga axial, aproximando a tangente à curva da coluna lombar, deste modo sujeitando toda a coluna lombar a compressão praticamente pura. As Figuras 12 e 13 mostram o método de aplicação da carga seguidora e um exemplo de sua aplicação, respectivamente.

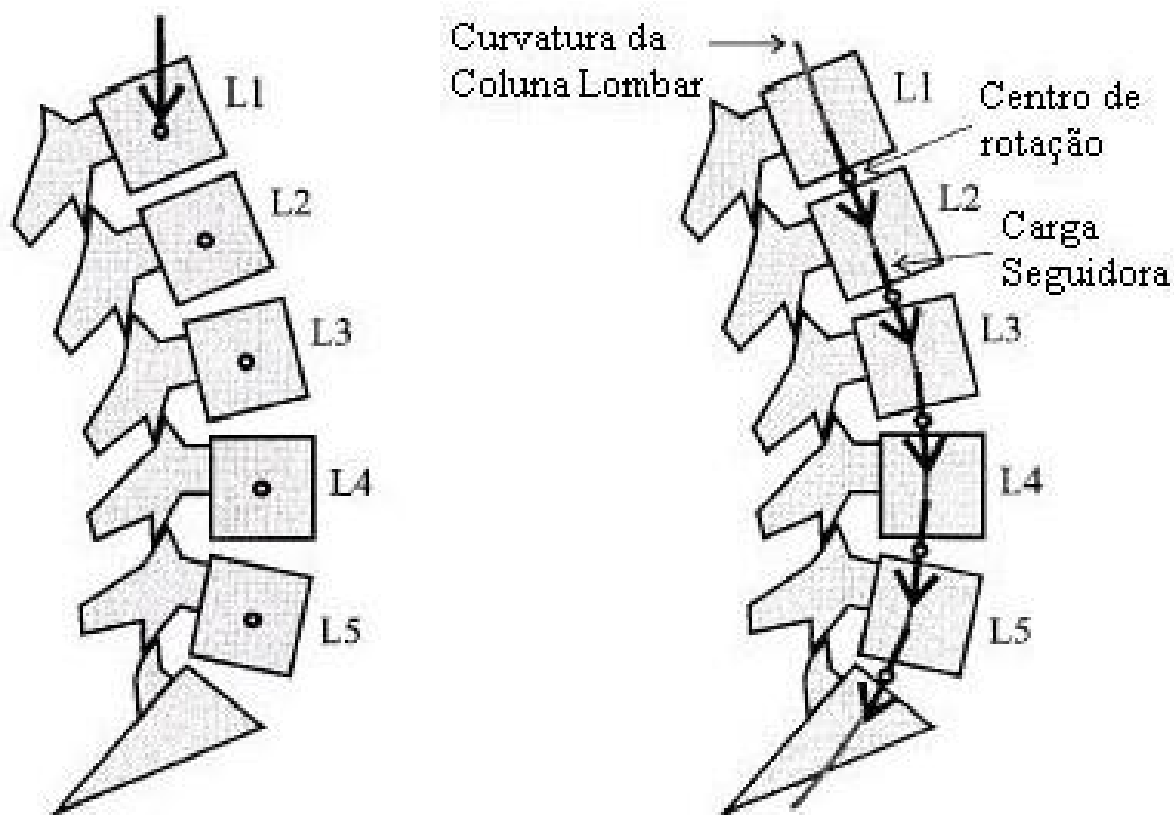


Figura 12 – Modelo de aplicação de carga seguidora. Adaptada de Patwardhan et al (1999).

Carregamento funcional da coluna vertebral por músculos ou cargas externas submete a coluna a uma combinação de forças e momentos. Infelizmente, há poucos métodos que permitem uma direta ou indireta medida dinâmica de cargas na coluna vertebral (Wilke et al, 2001b).

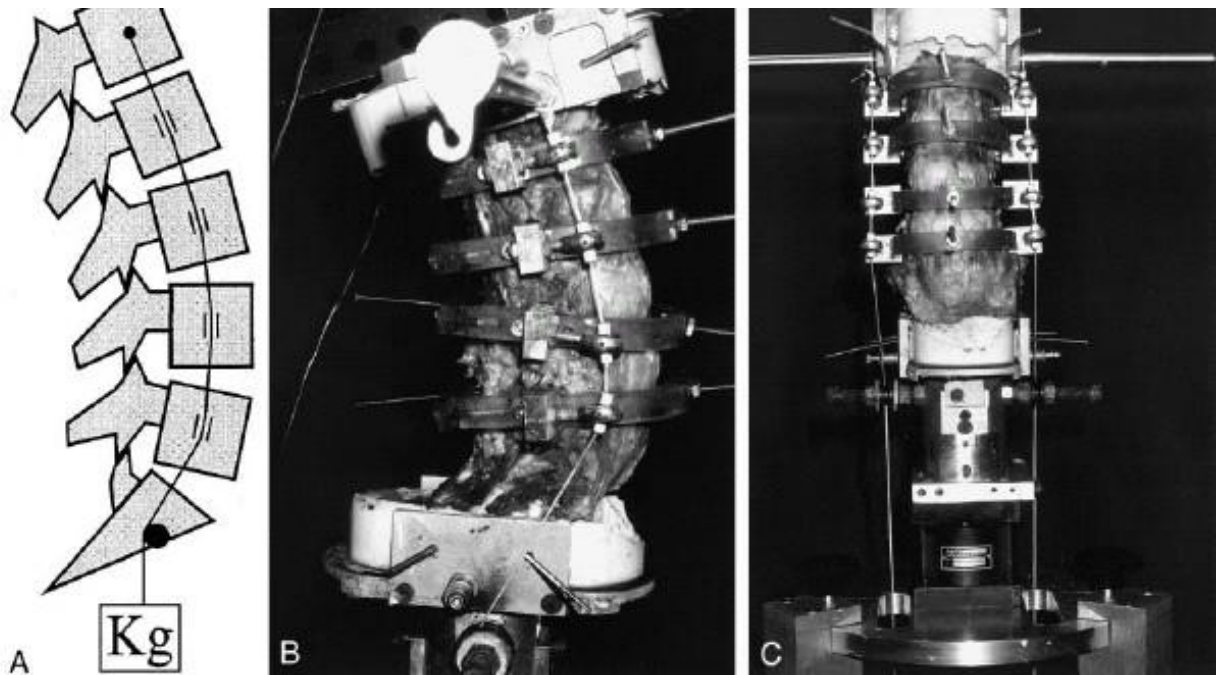


Figura 13 – Exemplo de aplicação de carga seguidora. Em A, um modelo demonstrativo e em B e C, imagens laterale frontal, respectivamente. Adaptada de Patwardhan et al (1999)

Wilke et al (1999), realizaram testes *in vivo* usando um transdutor de pressão e, através desta, determinaram a relação entre pressão intradiscal e atividades de vida diária (AVD's). Neste experimento foi usado um transdutor de pressão (Figura 14), que também é utilizado na maioria dos experimentos com pressão intradiscal.

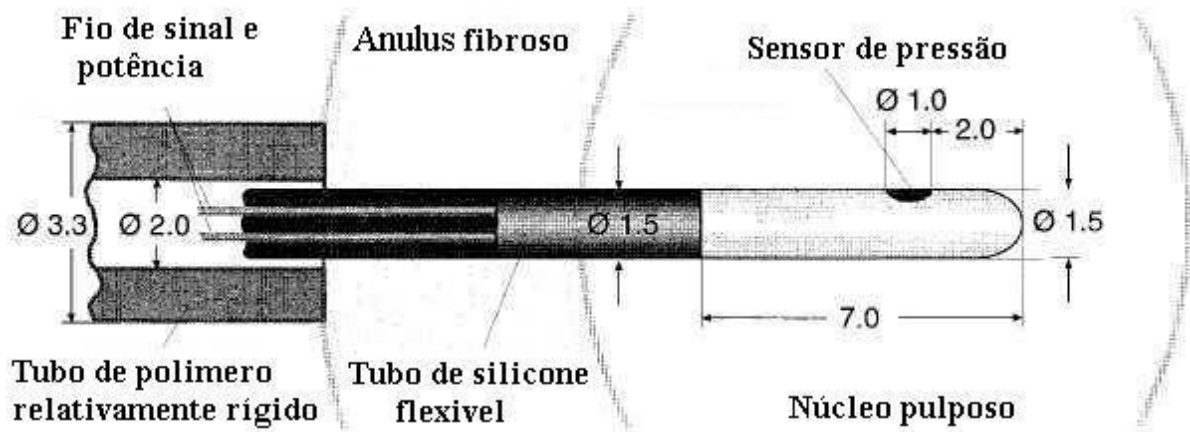


Figura 14 – Projeto do transdutor de pressão. Adaptado de Wilke et al (2000).

Segundo Wilke et al (2003), a pressão intradiscal aumenta com o aumento do ângulo de flexão da coluna lombar, mas que o ângulo tem menor influência na pressão intradiscal que as cargas aplicadas (situação com ou sem carga), e que os resultados obtidos em medições *in vitro* e *in vivo* estão na mesma faixa. As situações de carregamento *in vitro* podem ser muito aproximadas a condições *in vivo* com a simulação da pré-carga axial, dos músculos locais representados pela carga seguidora e dos músculos globais (erector da espinha e reto abdominal).

No Brasil podemos citar o estudo de Dezan et al (2003), que utilizou um Estadiômetro.

É um aparelho que permite verificar indiretamente variações na altura dos discos intervertebrais através de mensurações precisas da variação da estatura (Dezan et al, 2003, p. 44).

Seu objetivo é avaliar o comportamento mecânico do disco sob carga compressiva nas posturas sentada e de pé durante a realização de exercícios.

1.6 – UTILIZAÇÃO DE MODELOS ANIMAIS

Tsai; Lin; Chang (1998) justificam a utilização de modelos animais suínos pela facilidade econômica de aquisição, pela homogeneidade das peças comparadas com as humanas, pela diminuição do fator degeneração e do risco de contágio de HIV ao manusear as peças humanas frescas.

Segundo Callaghan; McGill (2001) que realizaram um estudo com 26 segmentos de colunas suínas e humanas, existe uma proximidade das características anatômicas e biomecânicas entre as duas. Conclui também, que as herniações discais podem se desenvolver durante flexões e extensões altamente repetitivas e com modesta compressão e momento.

Uma alternativa bastante usada são os modelos ovinos. Reid et al (2002) e Wilke; Kettler; Claes (1997) demonstraram que discos intervertebrais e colunas vertebrais, respectivamente, de ovelhas podem ser usadas como modelo para coluna humana.

Em dois estudos Deursen et al (2001a, 2001b) usaram unidades funcionais de coluna vertebral suína a fim de avaliar a pressão intradiscal em relação a diferentes graus de torção.

Para a utilização de coluna lombar suína como modelo biomecânico, vale atentar para o fato de que na maioria das raças os suínos possuem seis vértebras lombares (Dyce; Sack; Wensing, 1997).

Wilke et al (1998) utilizaram em seu estudo modelos suínos e ovinos, com o objetivo de verificar os efeitos da temperatura ambiente, do acúmulo dos ciclos de carga e da taxa de deformação angular sobre a amplitude de movimento. Não encontrou diferença significativa entre as espécies.

2 – DESENVOLVIMENTO DOS DISPOSITIVOS

Antes de desenvolver o dispositivo que simula a coluna vertebral era fundamental que se pudesse medir o deslocamento do disco intervertebral em relação a cargas e movimentos. Por isso, o desenvolvimento e os testes com a lâmina de extensometria se iniciou antes do dispositivo simulador.

Serão mostrados neste CAPÍTULO, separadamente, os processos de confecção calibração (ou testes) dos dois dispositivos desenvolvidos.

2.1 – CONSTRUÇÃO DA LÂMINA DE EXTENSOMETRIA

O método mais direto e confiável para ter acesso às cargas nos segmentos da coluna vertebral é a medida da pressão intradiscal, que foi primeiramente descrita por Nachemson e Elfstrom³ (1970 apud Chaffin et al, 1999), utilizando um transdutor piezoelétrico acoplado em um tipo de agulha. Esse dispositivo, chamado de transdutor de pressão é o mais largamente utilizado em pesquisas envolvendo propriedades mecânicas de disco intervertebral, inclusive possibilitando estudos in vitro, como por exemplo os realizados por Adams et al (2000b) como também in vivo realizados por Wilke et al (2001a).

³ NACHEMSON, A.; ELFSTROM, G. Intravital dynamic pressure measurements in lumbar disc: a study of common movements, maneuvers and exercises. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, Stockholm, v. 1, p. 1-40, 1970 apud CHAFFIN, D. B.; ANDERSON, G. B.; MARTIN, B. J. *Occupational Biomechanics*. 3rd ed. New York: John Wiley & Sons, 1999.

Devido ao elevado custo financeiro dos transdutores de pressão, pois são produzidos em outros países, se propôs a utilização da extensometria, que é a medida das deformações cujo resultado permite a análise de tensões (Azevedo-Junior, s. d.).

Da mecânica dos materiais, o deslocamento das extremidades (δ) de uma lâmina pode ser obtido pela equação (1) derivada do teorema de Castigliano.

$$\delta = \int_0^{\ell} \frac{M(x)}{EI} \cdot \frac{\partial M(x)}{\partial P} \cdot dx \quad (1)$$

Onde $M(x)$ é o momento fletor ao longo da lâmina (Figura 15); EI é a rigidez flexional da lâmina, P é a carga na extremidade da lâmina.

A aplicação da expressão (1) produz:

$$\delta = \frac{P\ell_t^2}{EI} \left(\frac{2\ell_t}{3} + d \right) \quad (2)$$

Onde P é a carga aplicada, ℓ_t e d são dimensões da lâmina, mostradas na Figura 16.

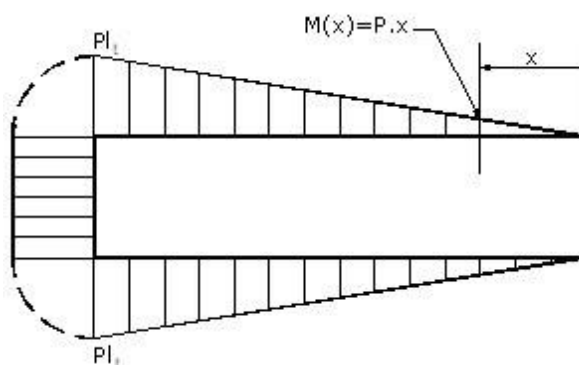


Figura 15 – Diagrama do momento fletor.

O desenvolvimento do dispositivo iniciou-se com a construção da lâmina baseada em cálculos referentes ao deslocamento das suas extremidades decorrente da sua deformação quando submetida a cargas nas extremidades. A Figura 16 ilustra o esquema da lâmina de extensometria com seus parâmetros geométricos.

A medida do deslocamento δ pode ser feita colando-se dois extensômetros (Kyowa, Tóquio, Japão) nas faces superior e inferior da lâmina (Figura 16), e unidos num esquema de meia ponte de Wheatstone (Figura 17).

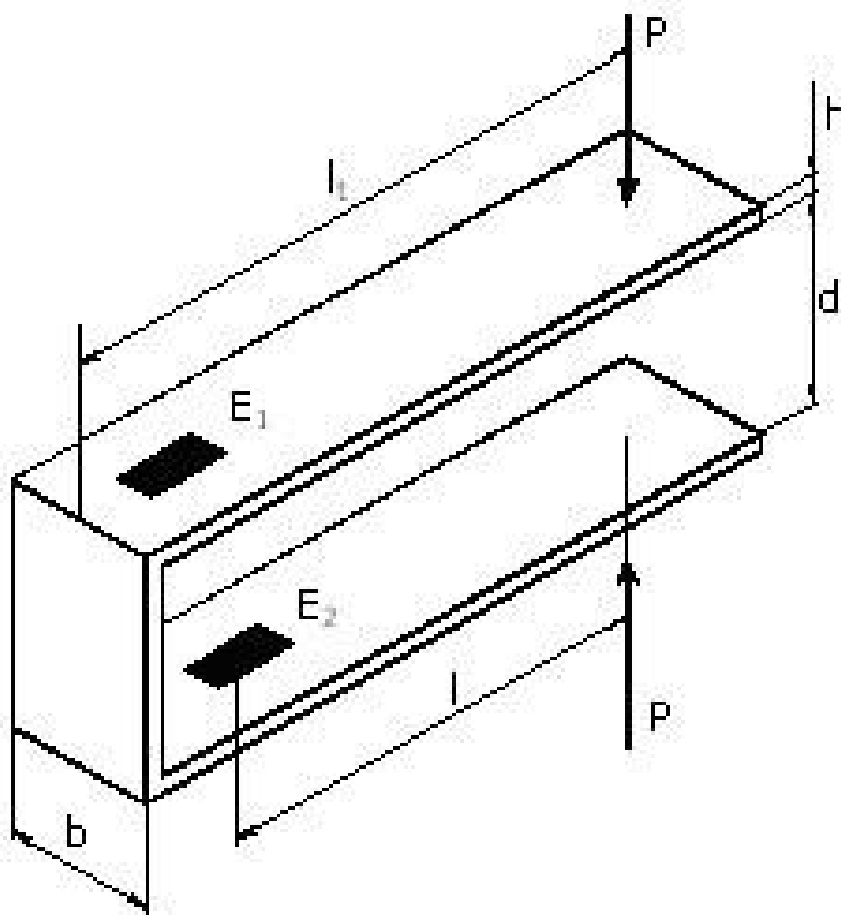


Figura 16 – Modelo esquemático da lâmina de extensometria.

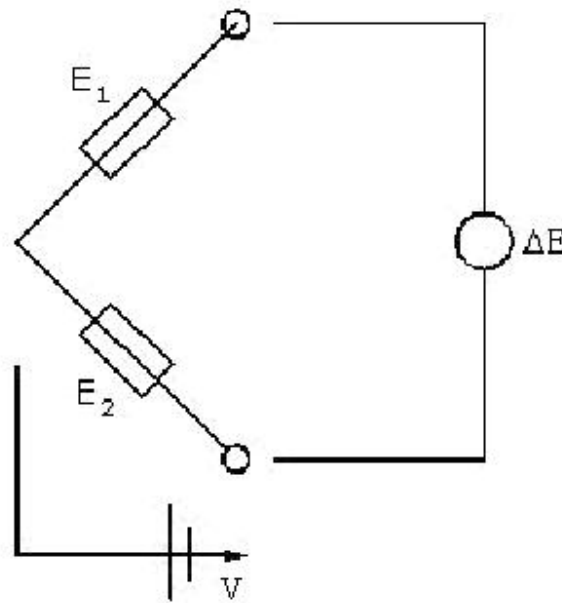


Figura 17 – Modelo esquemático da meia Ponte de Wheatstone.

Da teoria de extensometria elétrica (Dally, 1991), a tensão na saída da ponte é relacionada à tensão de excitação, e aos parâmetros geométricos da lâmina, dada por:

$$\frac{\Delta E}{V} = \left(\frac{kh}{4} \cdot \frac{\ell}{\alpha} \right) \delta \quad \text{com} \quad \alpha = \ell_t^2 \left(\frac{2\ell_t}{3} + d \right) \quad (3)$$

Onde: ΔE = tensão na saída da ponte;

V = tensão de excitação;

k = fator do extensômetro.

As dimensões mostradas na Tabela 1 foram obtidas pela expressão (3), de forma que $\frac{\Delta E}{V}$ ficasse compreendida numa faixa de 0,001 a 0,003, correspondendo a faixa normal de transdutores comerciais.

Tabela 1 – Dimensões da lâmina de extensometria.

Dimensões	Valores [mm]
ℓ_t	60
ℓ	57
b	05
d	06
h	0,3

Para realizar a aquisição e o processamento dos dados, foram utilizados uma ponte amplificadora modelo Spider 8 e o programa Catman 3.1 (HBM, Darmstadt, Alemanha).

A calibração da lâmina de extensometria realizou-se com o auxílio de um relógio comparador analógico com precisão de 0,01 mm e um aparato dotado de um parafuso sextavado fixado a uma estrutura metálica (Figura 18). O pino do relógio comparador foi colocado na parte superior do parafuso e a extremidade da lâmina na parte inferior do mesmo. Quando gira-se o parafuso, gera-se, também, um deslocamento da extremidade da lâmina. Este valor é conhecido pois é mostrado pelo relógio comparador e então é requisitada uma medida pela ponte amplificadora, referente a tal deslocamento.



Figura 18 – Calibração da lâmina de extensometria.

A calibração do sistema gerou um gráfico no qual a aproximação dos pontos experimentais em uma curva, através de uma regressão linear, mostrou uma linearidade e uma relação entre as unidades, com um índice de correlação muito próximo de 1 (Figura 19).

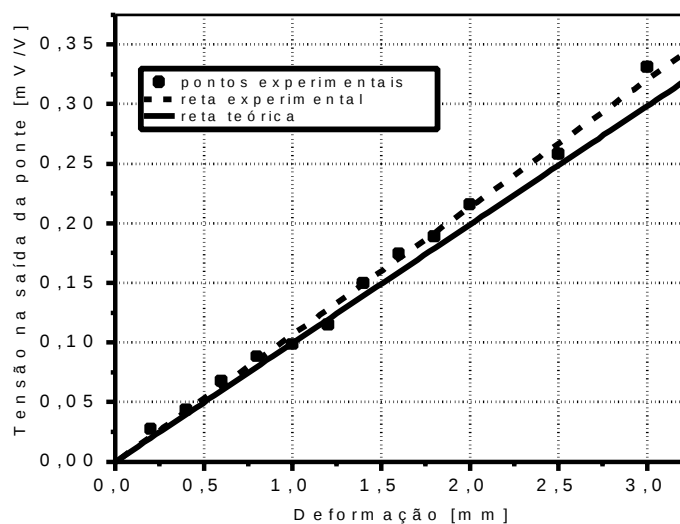


Figura 19 – Gráfico da calibração da lâmina de extensometria ($r = 0,999$).

A curva teórica, mostrada da Figura 21, foi obtida através da expressão (3) e apresentou grande similaridade com a obtida experimentalmente, demonstrando assim, que as dimensões da lâmina estão adequadas.

2.2 – CONSTRUÇÃO DO DISPOSITIVO QUE SIMULA A COLUNA VERTEBRAL

Baseado, principalmente, na Máquina Universal de Testes em Coluna Vertebral, desenvolvida por Wilke et al (1994) e aperfeiçoada por Wilke et al (2001a e 2003), iniciou-se o projeto para elaboração de um dispositivo capaz de simular movimentos, angulações e cargas existentes na coluna vertebral humana.

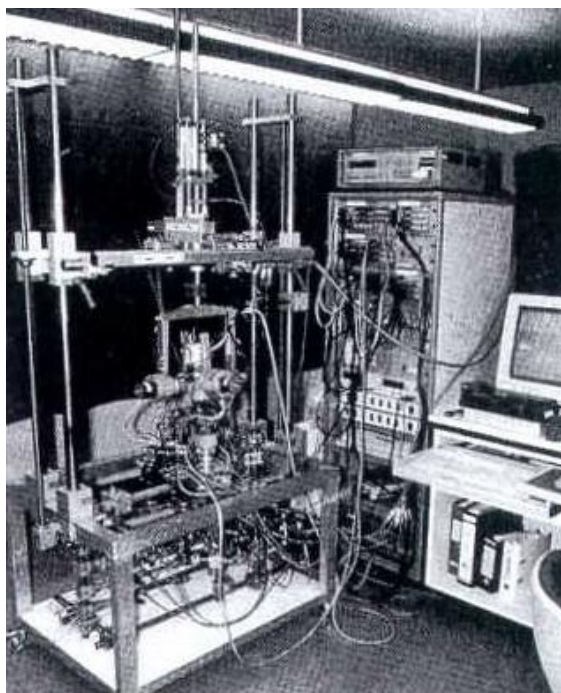


Figura 20 – Máquina Universal de Testes em Coluna Vertebral. Adaptada de Wilke et al (1994).

Primeiramente, não era exequível um equipamento que simulasse os três movimentos da coluna vertebral, por ser um procedimento complexo e pela escassez de material. Então, optou-se o movimento de flexo-extensão, por se tratar do movimento de maior amplitude e mais freqüentemente utilizado nos tratamentos fisioterapêuticos.

O dispositivo consta de uma estrutura de aço, feita de perfil angular constituindo a base do equipamento. Sobre este dispositivo é fixada uma chapa metálica sobre a qual é fixado o acoplamento inferior que consiste de uma peça cilíndrica, usinada em alumínio, com quatro furos roscados e espaçados de 90°, usados para a fixação da extremidade inferior do segmento de coluna vertebral (Figuras 21 – nº 8 e 9).

Na parte superior existe um acoplamento superior, que igualmente ao inferior é usinado em alumínio, com quatro furos roscados. O acoplamento superior terá duas funções: a primeira delas é servir como fixador do cabo de aço que aplicará a carga axial (carga seguidora) e, garantir que a coluna acompanhe a inclinação da barra. Para que se possa usar diferentes segmentos da coluna vertebral e até mesmo para dar mais fidelidade ao resultado, haverá um rasgo no suporte do acoplamento (Figura 21 – nº 7). Assim, quando a barra cilíndrica mover-se, este influenciará apenas na flexão da coluna, sem esticá-la nem comprimi-la.

Para suportar todo o sistema foi adaptada uma bancada de perfil de aço com um tampo de madeira com acabamento de fórmica, vazada na parte inferior da base do dispositivo com o objetivo de permitir a passagem dos cabos de aço que aplicam a carga axial, que serão explicados posteriormente (Figura 21 e 22).

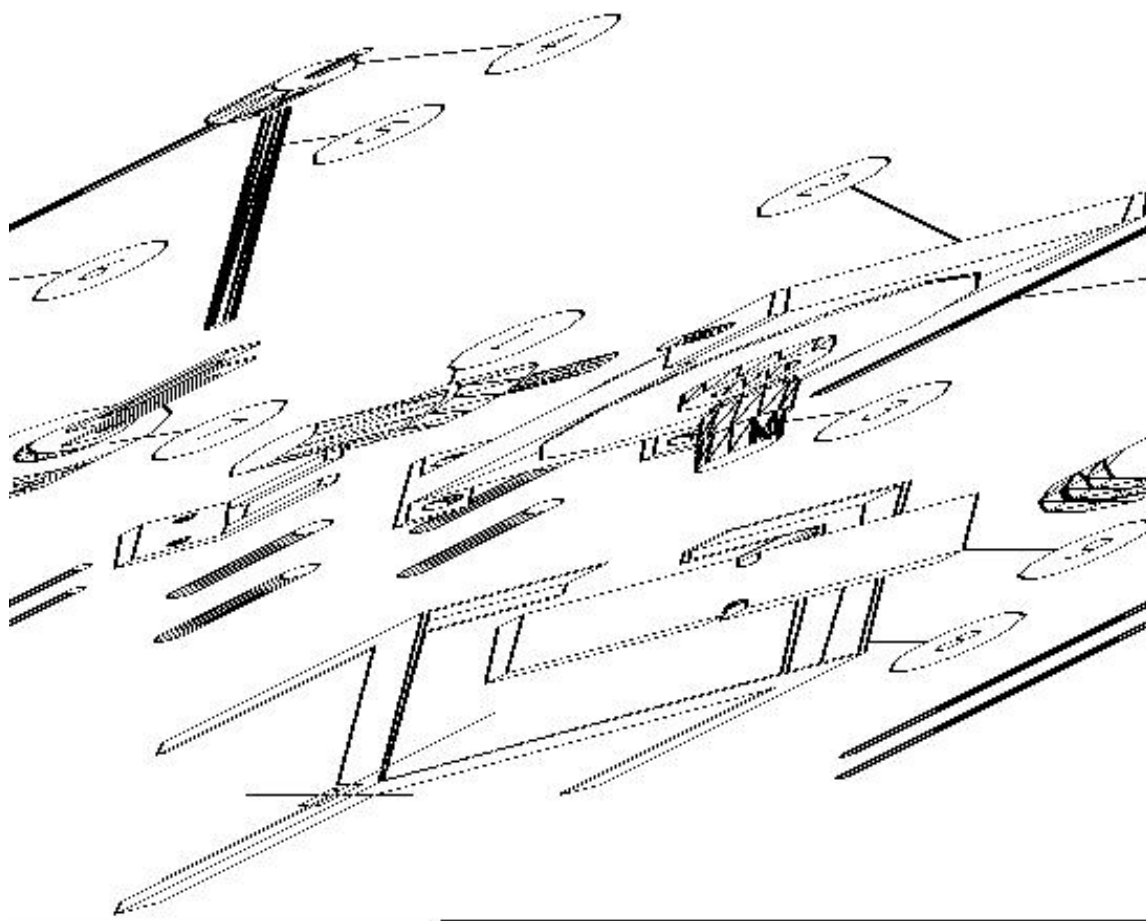


Figura 21 – Projeto das peças integrantes do equipamento.

Para gerar a flexão da coluna, deve-se aplicar a esta um esforço de flexão. Para isso, utilizou-se um servo-motor (Penn Engineering, Harleysville, Philadelphia, EUA) (Figura 21 – nº 1) que movimenta o segmento de coluna vertebral entre duas posições. Este servo-motor é conectado a uma interface controladora e ligada a um microcomputador onde pode-se determinar a amplitude (angulação) e a velocidade do movimento. Para suportar o servo-motor existe um mancal fixado ao tampo de madeira, com altura compatível ao eixo adaptado para conexão com o redutor (Figura 21 – nº 2), em cujo eixo é adaptada, perpendicularmente, através de uma bucha, uma haste cilíndrica de aço (Figura 21 – nº 3 e 6).

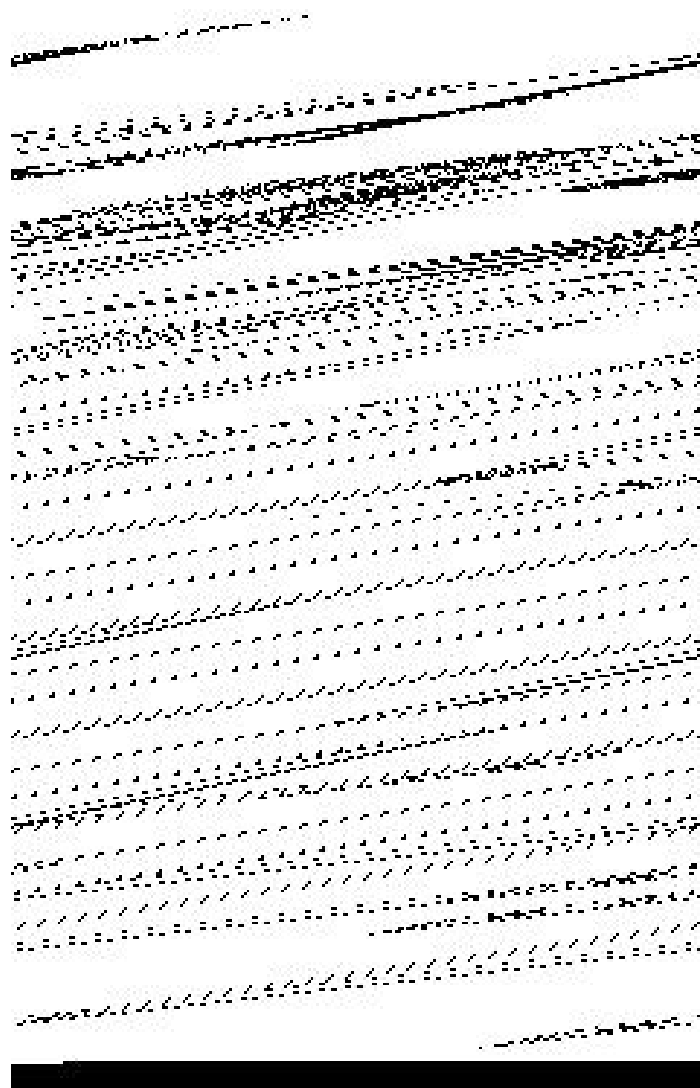


Figura 22 – Projeto do dispositivo de testes em coluna vertebral.

Na haste cilíndrica haverá uma bucha fixada à barra cilíndrica (horizontal) (Figura 21 – nº 4 e 5), que tem como função segurar o acoplamento superior. A distância existente entre a haste vertical e o ponto onde o acoplamento superior estará colocado deve ser a menor possível, evitando assim, torções na coluna devido a flexões na haste e na barra cilíndrica (lembrando que o objetivo desse estudo se dá com apenas um grau de liberdade à coluna). Para prender a coluna ao equipamento

nos dois pontos de fixação, foram usados parafusos e resina acrílica (metilmetacrilato).

Para avaliar o torque aproximado necessário para a flexão da coluna vertebral realizou-se um ensaio de torque com uma coluna vertebral torácica suína, utilizando-se de um sistema de roldanas e cabos, submetendo a barra fixada ao acoplamento superior do dispositivo a um momento gerado pela aplicação de cargas progressivas, até que se conseguisse uma flexão satisfatória (Figura 23). Como resultado deste procedimento, obteve-se que o torque necessário para realizar uma flexão de 50° e uma extensão de 20°, estaria na faixa de 8 a 9 Nm.

Da mesma maneira, foi realizado um ensaio de torque, nos mesmos moldes, com o servo-motor a fim de avaliar sua real capacidade de gerar momento (Figura 24). Este, por sua vez, apresentou um torque abaixo de 2 Nm. Então, conclui-se que o torque gerado pelo servo-motor disponível era insuficiente para tais tarefas.

Diante disso, tornou-se indispensável a utilização de um redutor para aumentar a capacidade de torque do servo-motor. Foi inserido ao sistema um redutor de relação de redução 120/1, o que satisfaz a necessidade.

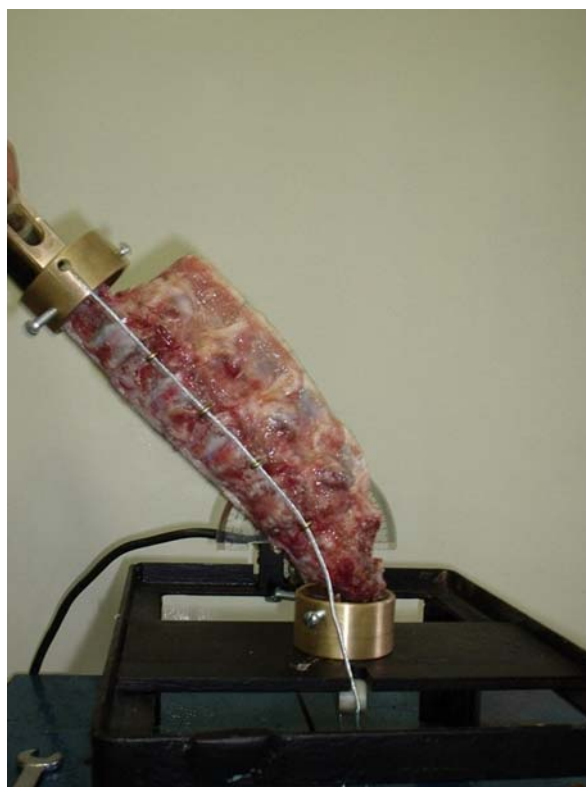


Figura 23 – Ensaio de torque da coluna vertebral.



Figura 24 – Ensaio de torque no servo-motor.

Como mencionado anteriormente, o tampo de madeira é vazado para a passagem dos cabos de aço que são fixados primeiramente no acoplamento superior e, posteriormente, em cada corpo vertebral por meio de anéis (Figura 25). Vale observar que o cabo não se fixa inteiramente no corpo vertebral, ele apenas passa obrigatoriamente por eles, para que a incidência de força seja distribuída a cada nível (carga seguidora, explicada na revisão bibliográfica). O valor da carga a ser aplicada é proporcional a massa da parte superior do espécime, aproximadamente 62% da massa total do espécime, que é a suportada pela coluna lombar.



Figura 25 – Fixação dos cabos para a aplicação da carga seguidora.

Os cabos de aço ao descerem são fixados, por meio de parafusos, à uma peça usinada em alumínio, que por sua vez, se fixa, através de rosca, a um aparato para sustentação de peso (Figura 26).



Figura 26 – Sistema de suporte de carga.

Na base do dispositivo em perfil (pés), existe um rasgo onde se fixa, por meio de parafusos, duas chapas metálicas, também fixadas ao tampo de madeira, com o objetivo de fixar todo o sistema à bancada e elevar um dos lados do dispositivo, simulando a angulação pélvica (Figura 27).

Na base da bancada também foram colocados pés roscados para que toda ela se adapte aos possíveis desníveis do piso.



Figura 27 – Sistema de elevação da base para simular ângulo pélvico.

Uma diferença para o dispositivo elaborado por Wilke et al (1994), é a utilização de motor de passo e a simulação das forças musculares por sistema pneumático e cabos fixados aos segmentos vertebrais.

Panjabi et al (1989), a fim de avaliar o efeito da simulação das forças musculares em unidades funcionais de coluna vertebral lombar, usaram como torque máximo 8 Nm, muito próximo aos valores encontrados no ensaio de torque.

3 – DESENVOLVIMENTO EXPERIMENTAL

Os procedimentos mostrados a seguir foram realizados com discos intervertebrais suínos, com aprovação da Comissão de Ética na Experimentação Animal – UNESP/Botucatu, como mostra a Figura 52 do ANEXO.

As peças anatômicas suínas utilizadas nos experimentos descritos a seguir foram obtidas de animais da raça Large White, com idade média de seis meses, peso médio de 75 kg e sempre do sexo feminino.

3.1 – COMPORTAMENTO DO DISCO INTERVERTEBRAL SOB COMPRESSÃO

Este experimento tem o objetivo de analisar o comportamento da unidade funcional da coluna vertebral lombar e, conseqüentemente, do disco intervertebral sob compressão elevada, obtendo suas propriedades mecânicas, avaliando sua capacidade elástica e as conseqüências do esforço.

Para a aquisição dos dados foi utilizada uma máquina universal de ensaios, modelo MEM-10.000 (Emic, Itaquaquecetuba, Brasil), dotada de uma célula de carga de 1000 kg (Figura 28).

Os testes foram realizados utilizando cinco discos intervertebrais da coluna lombar proveniente de suínos. A peça foi obtida com menos de quatro horas pós-morte, retirando-se todas as partes moles e estruturas posteriores, exceto os ligamentos longitudinais anterior e posterior. Para melhor análise do disco intervertebral foram isoladas as unidades funcionais, que correspondem a um disco intervertebral e seus corpos vertebrais adjacentes. As unidades funcionais foram aplainadas em sua porção cortical óssea final para melhorar a superfície de aplicação da carga.



Figura 28 – Máquina Universal de Ensaio.

As características de cada disco intervertebral usado estão demonstradas na Tabela 2 e 3. O cálculo da área do disco intervertebral foi realizado aproximando-se sua superfície à de uma elipse.

Tabela 2 – Nível vertebral e altura inicial dos discos intervertebrais testados.

	Nível Vertebral	Altura inicial [mm]
Disco 01	L2-L3	8,5
Disco 02	L4-L5	9,5
Disco 03	L1-L2	7,5
Disco 04	L5-L6	8,0
Disco 05	L3-L4	8,5
Média (dp)	-	8,4 (0,7)

Tabela 3 – Diâmetro transversal, diâmetro antero-posterior e área dos discos intervertebrais testados.

	Diâmetro Transversal [mm]	Diâmetro antero-posterior [mm]	Área [mm ²]
Disco 01	36,3	24,1	343,4
Disco 02	34,9	24,8	339,7
Disco 03	35,8	23,7	333,0
Disco 04	40,2	27,3	430,8
Disco 05	40,0	27,0	423,9
Média (dp)	37,4 (2,4)	25,3 (1,6)	374,2 (48,7)

As unidades funcionais foram submetidas a uma carga compressiva axial progressiva (Figura 29), tendo como limite a falha no material. A velocidade de carregamento utilizada foi de 0,5 mm/min.



Figura 29 – Unidade funcional da coluna vertebral lombar sendo submetida à compressão axial.

O equipamento fornece um gráfico relacionando a carga aplicada à deformação obtida (Figura 51 – APÊNDICE A). Foi utilizada a média das deformações de cada unidade funcional em relação a cargas pré determinadas, que variaram progressivamente de 0 a 440 kg. Com esses dados pode-se, através de expressões físicas, obter a constante de rigidez média e o módulo de elasticidade longitudinal médio. Foi calculado um índice de correlação, através do processo de regressão linear, da reta formada pelos pontos experimentais.

Após o teste, cada disco foi dissecado a fim de se certificar sobre o seu grau de hidratação.

Para plotar os gráficos e realizar as análises estatísticas deste e dos experimentos seguintes foi utilizado o programa computacional Microcal Origin 6.0.

3.1.1 – Resultados e discussão

A análise dos dados demonstrou que os discos intervertebrais apresentam duas fases distintas: uma até os 500 N, onde seu comportamento é não-linear (Figura 30 e 31); e outra, após os 500 N, com comportamento linear (Figura 32 e 33).

Utilizando-se os dados do gráfico (Figura 30) aplicados na expressão (4), obteve-se a constante de rigidez média (K) do disco intervertebral sob carga de até 500N.

$$K = \frac{\Delta F}{\Delta \delta} \quad (4)$$

$$K = 471,5 \text{ N / mm}$$

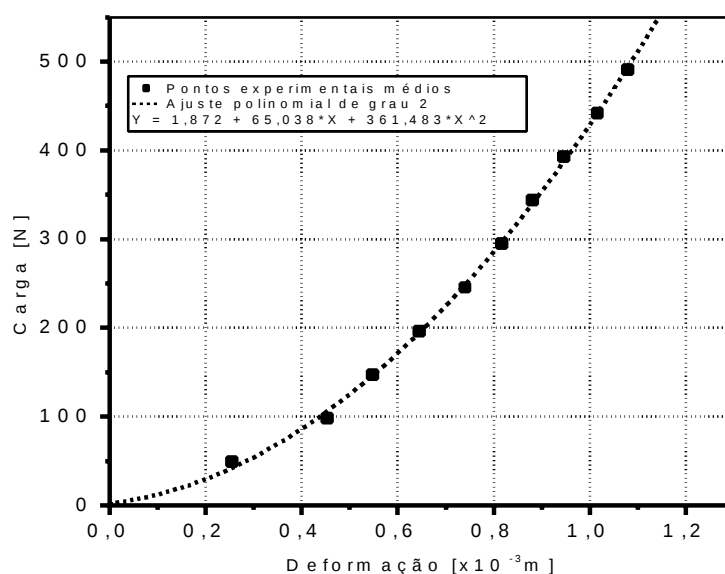


Figura 30 – Gráfico carga-deformação até 500 N ($r^2 \cong 1$ e $p < 0,001$).

Através das expressões (5) e (6), descritas por Özkaya; Nordin (1999), elaborou-se um diagrama tensão-deformação específica e através da expressão (7) obteve-se o Módulo de Elasticidade longitudinal médio (E) do material, também sob carga de até 500N.

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (5)$$

$$\varepsilon = \frac{\delta}{\ell_0} \quad (6)$$

Onde:

- σ - Tensão normal;
- F - Força aplicada;
- A - Área de aplicação da força;
- ε - Deformação específica;
- δ - Deformação axial;

ℓ_0 - Altura inicial.

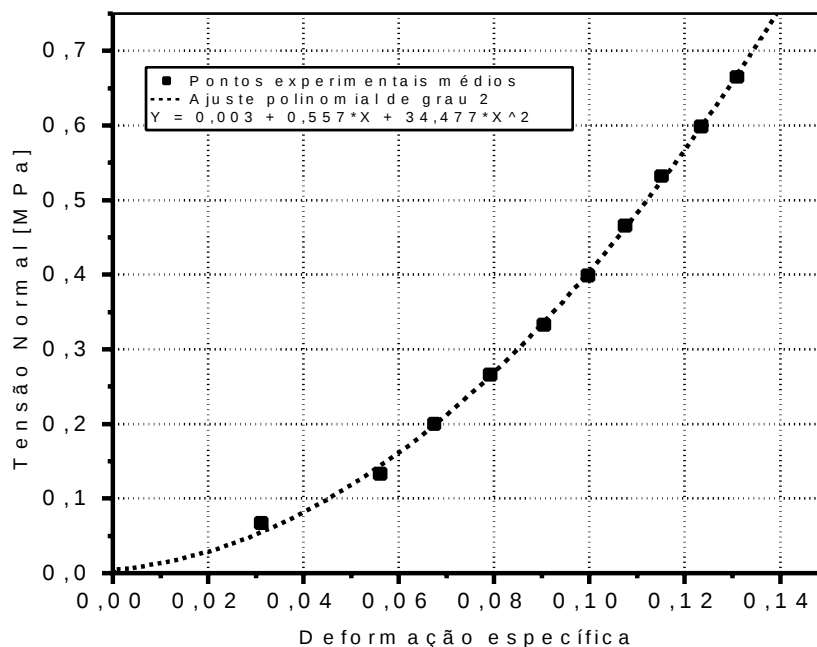


Figura 31 – Diagrama tensão-deformação específica até 500 N ($r^2 \cong 1$ e $p < 0,001$).

$$E = \frac{\Delta\sigma}{\Delta\epsilon} \quad (7)$$

$$E = 5,2\text{MPa}$$

Os pontos experimentais médios mostrados nas Figuras 30 e 31 foram submetidos a um ajuste polinomial de grau 2, pois já que seu comportamento é não-linear, este foi o melhor ajuste para fazer a aproximação dos pontos. Isto é comprovado pelos altos índices de correlação (r), mostrados nos títulos das Figuras.

Por outro lado, o disco apresentou um comportamento linear com carga acima de 500N e seus pontos experimentais médios, mostrados nas Figuras 32 e 33, foram submetidos a uma regressão linear, que, também, apresentaram altos índices de correlação.

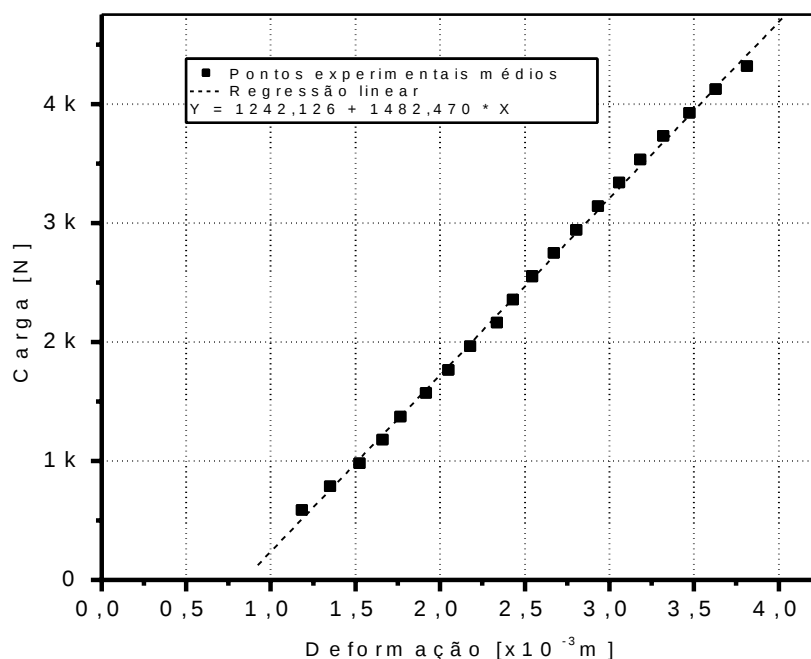


Figura 32 – Gráfico carga-deformação após 500 N ($r \cong 1$ e $p < 0,001$).

Os métodos para a obtenção dos dados (gráficos) e da constante de rigidez média (K) e do módulo de elasticidade médio (E) do material sob cargas acima de 500N foram os mesmos utilizados anteriormente.

$$K = 1482,5 \text{ N/mm}$$

$$E = 16,9 \text{ MPa}$$

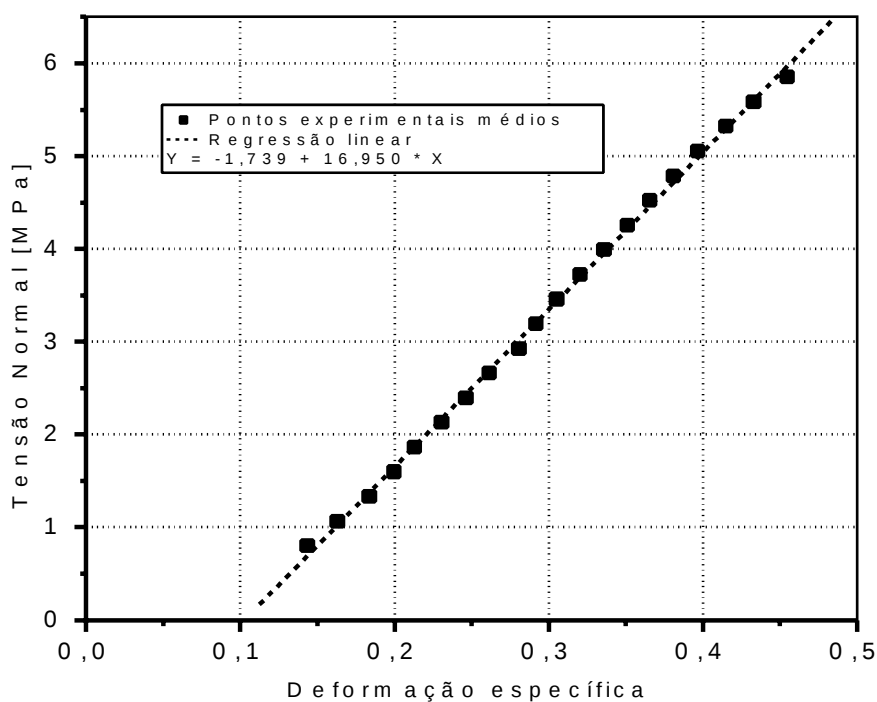


Figura 33 – Diagrama tensão-deformação específica após 500 N ($r \cong 1$ e $p < 0,001$).

A Figura 34 e 35 mostram uma comparação entre os cinco discos testados, relacionando carga-deformação e tensão-deformação específica. Verifica-se a similaridade de comportamento dos discos e uma curva de comportamento médio.

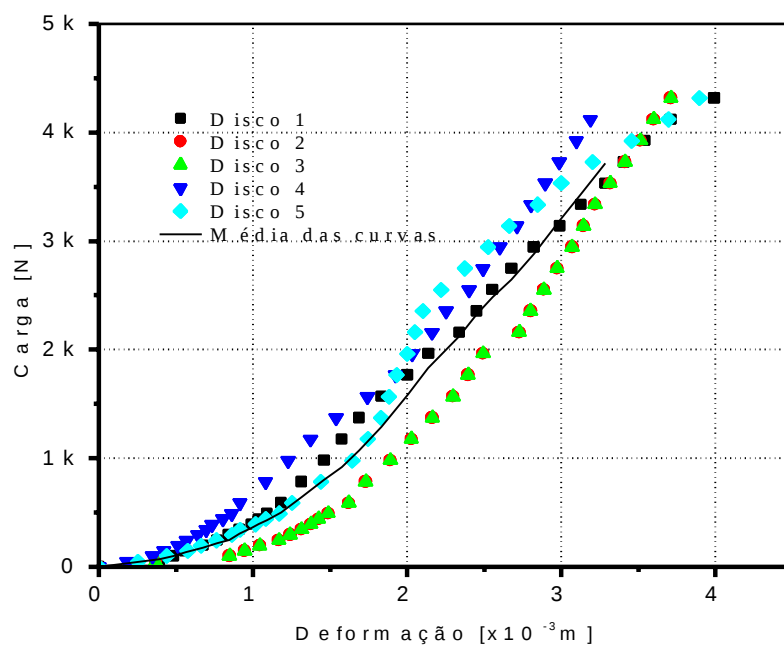


Figura 34 – Comparação da deformação dos discos intervertebrais em relação a carga aplicada.

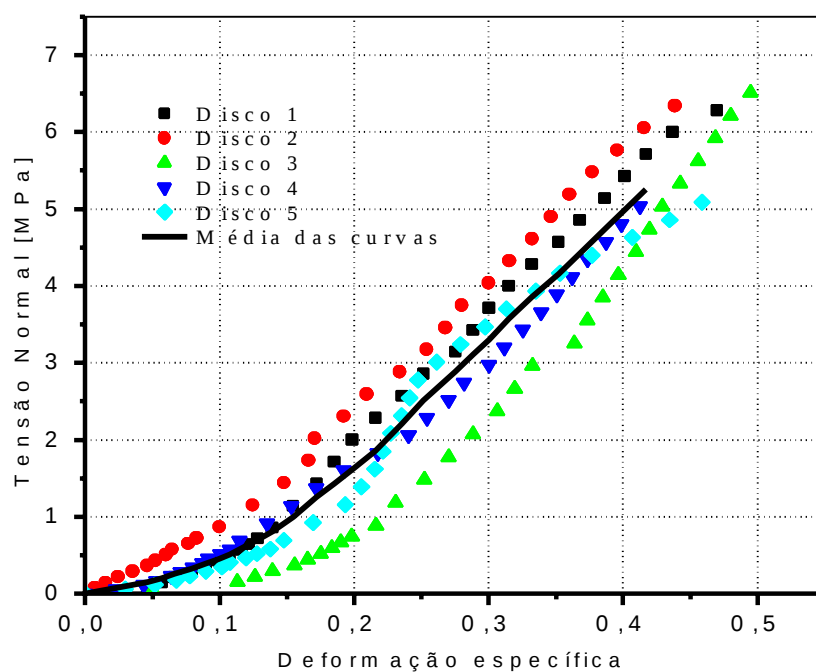


Figura 35 - Comparação da deformação específica dos discos intervertebrais em relação a tensão.

Um ponto importante a ser abordado é o da utilização de unidades funcionais para testes com discos intervertebrais, isso se dá pois o isolamento do disco intervertebral, ou seja, do anulus fibroso e do núcleo pulposo é de difícil execução. Embora se tenha diferentes materiais compondo a unidade funcional, a deformação da parte óssea é muito pequena em relação à do disco intervertebral e à placa terminal, podendo então considerar a deformação de toda a unidade conjuntamente.

Houve falha do material após uma carga média de 4316,4 N, mas sem dano macroscópico ao disco intervertebral, ou seja, ocorreram lesões macroscópicas primeiramente nos corpos vertebrais e nas lâminas cartilaginosas.

Apesar de não ter havido danos macroscópicos aos discos intervertebrais, houve a falha na unidade funcional, principalmente na placa terminal cartilaginosa e, em seguida, nos corpos vertebrais. Simunic et al (2001), também observaram tal fenômeno. Inevitavelmente, pode-se considerar o disco intervertebral muito responsivo a altas cargas, pois suportou cerca de 4200 N sem sofrer fraturas.



Figura 36 – Corte axial do disco intervertebral após o ensaio de compressão.

Segundo Costi; Hearn; Fazzalari (2002), a hidratação é fator decisivo na variação das propriedades mecânicas do disco intervertebral, e, mesmo após a compressão dos discos, eles ainda mantiveram certo grau de hidratação, pela presença de um material gelatinoso, mostrado na Figura 36.

As propriedades mecânicas obtidas estão dentro de uma amplitude de valores demonstradas em uma revisão bibliográfica realizada por Campbell-Kyureghyan (2004).

3.2 – COMPORTAMENTO DO DISCO INTERVERTEBRAL SOB COMPRESSÃO E DESCOMPRESSÃO AXIAL

Com o intuito de avaliar a eficácia da lâmina de extensometria mostrada no CAPÍTULO 2, foram realizados testes de compressão e descompressão utilizando discos intervertebrais lombares de modelos suínos.

Os testes foram realizados submetendo os discos intervertebrais a um incremento progressivo de cargas compressivas e, posteriormente, à retirada, também progressiva, das mesmas. Foram utilizadas seis cargas possuindo cada uma o peso de 74,997 N. Somando-se as cargas ao peso do sistema (19,374 N), totalizaram 469,358 N, num período de 195 segundos (carregamento e descarregamento). O tempo de colocação e retirada de cada carga foi de quinze segundos, orientado pelo programa Catman 3.1 (HBM, Darmstadt, Deutschland). Esse procedimento foi realizado duas vezes e obtidas as médias a fim de minimizar erros.

A Figura 37 mostra um gráfico de carga por tempo ilustrando melhor o período de carregamento e descarregamento.

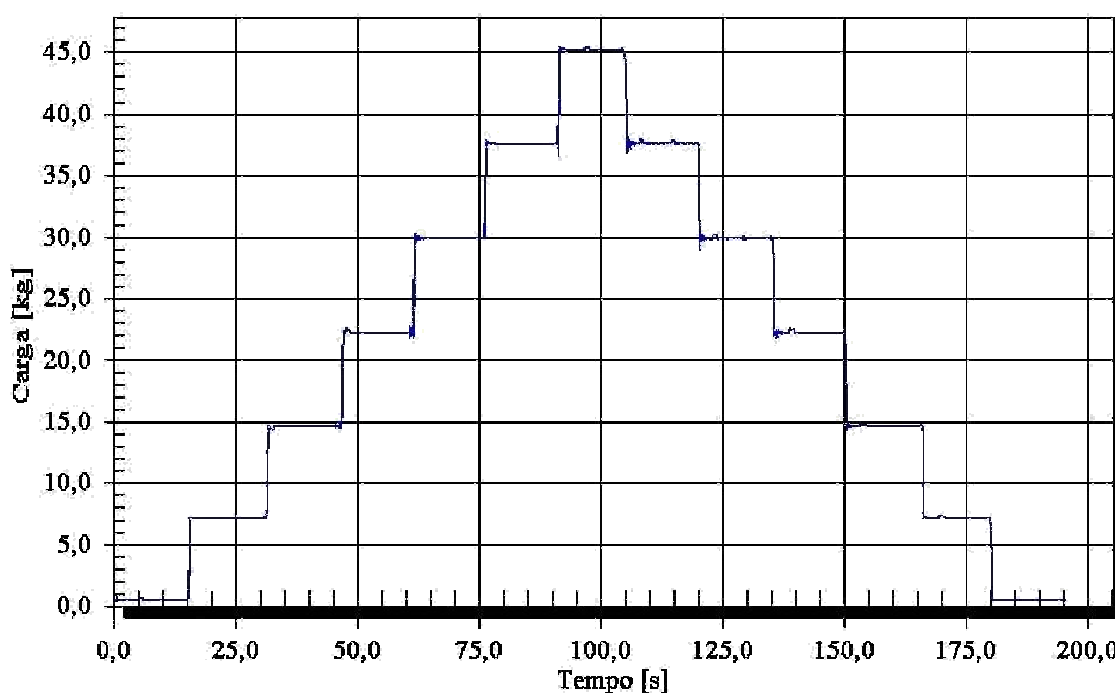


Figura 37 – Gráfico demonstrativo do período de carregamento e descarregamento.

Para a aquisição dos dados foi adaptada uma bancada (Figura 38) com sistema de barras e pesos, acoplados a uma célula de carga (Interface, São Paulo, Brasil), com capacidade de leitura de até 490,5 N.

Aos discos intervertebrais foi fixada a lâmina de extensometria descrita no CAPÍTULO 2, que por sua vez, foi ligada a um amplificador Spider 8 (HBM, Darmstadt, Deutschland) e acoplado a um microcomputador, para a leitura e processamento dos dados referentes às deformações axiais dos discos intervertebrais.



Figura 38 – Bancada adaptada para os testes de compressão e descompressão axial de discos intervertebrais.

Foram utilizados oito discos intervertebrais de coluna lombar de suínos respeitando os mesmos procedimentos descritos no item anterior, exceto pelo procedimento de isolar o disco intervertebral, serrando as unidades funcionais na parte cortical terminal de cada corpo vertebral adjacente. Para manter íntegras as estruturas do disco intervertebral e propiciar uma superfície plana para a aplicação de cargas foi utilizada resina acrílica (metilmetacrilato). Este último procedimento foi útil, também, na fixação das extremidades da lâmina de extensometria ao disco, como mostra a Figura 39.

Outro procedimento importante visando preservar as propriedades dos discos foi que após a preparação eles foram embalados em plástico filme, congelados e utilizados em até sete dias. Antes de sua utilização foram descongelados com solução salina e obtidas a altura, o diâmetro ântero-posterior e o diâmetro transversal (látero-lateral). Este último procedimento foi realizado, também, ao final dos ensaios.



Figura 39 – Lâmina de extensometria fixada às extremidades do disco intervertebral.

As medidas iniciais e finais dos discos, bem como seu nível vertebral serão mostrados em conjunto na próxima seção.

3.2.1 – Resultados e discussão

As dimensões dos discos são de fundamental importância no cálculo das tensões, que neste experimento auxilia na obtenção do coeficiente de Poisson (ν) aproximado. As Tabelas 4, 5, 6 e 7 mostram as medidas obtidas utilizando um paquímetro digital com sensibilidade de 0,01mm.

Tabela 4 – Altura inicial e histerese dos discos intervertebrais testados.

	Altura inicial [mm]	Histerese [mm]
Disco 01	9,5	0,1
Disco 02	10,0	0,2
Disco 03	9,8	0,2
Disco 04	11,8	0,3
Disco 05	8,9	0,2
Disco 06	9,9	0,2
Disco 07	11,2	0,3
Disco 08	9,6	0,1
Média (dp)	10,1 (0,9)	0,2 (0,07)

Tabela 5 – Diâmetro antero-posterior inicial e final, e deformação antero-posterior dos discos intervertebrais após o experimento.

	Diâmetro antero-posterior inicial [mm]	Diâmetro antero-posterior final [mm]	Deformação Antero-posterior [mm]
Disco 01	24,0	24,4	0,4
Disco 02	24,0	24,2	0,2
Disco 03	22,0	22,0	0,1
Disco 04	24,0	24,4	0,4
Disco 05	20,6	20,7	0,1
Disco 06	23,3	23,6	0,2
Disco 07	23,4	23,9	0,5
Disco 08	21,1	21,1	0,1
Média (dp)	22,8 (1,3)	23,0 (1,5)	0,2 (0,1)

Tabela 6 – Diâmetro transversal inicial e final, e deformação transversal dos discos intervertebrais após o experimento.

	Diâmetro transversal inicial [mm]	Diâmetro transversal final [mm]	Deformação transversal [mm]
Disco 01	35,0	35,6	0,6
Disco 02	39,0	39,5	0,5
Disco 03	39,9	40,0	0,1
Disco 04	35,1	35,6	0,5
Disco 05	37,3	37,7	0,4
Disco 06	33,8	34,0	0,1
Disco 07	35,0	35,0	0,1
Disco 08	35,9	36,0	0,1
Média (dp)	36,4 (2,1)	36,7 (2,1)	0,3 (0,2)

Tabela 7 – Nível vertebral e área dos discos intervertebrais testados

	Nível Vertebral	Área [mm ²]
Disco 01	L1-L2	329,7
Disco 02	L3-L4	367,4
Disco 03	L2-L3	344,5
Disco 04	L3-L4	330,6
Disco 05	L4-L5	301,6
Disco 06	L1-L2	309,1
Disco 07	L2-L3	321,5
Disco 08	L4-L5	297,3
Média (dp)	—	325,2 (23,3)

Com base nos dados apresentados nas Tabelas 4, 5, 6 e 7, e utilizando as expressões físicas demonstradas anteriormente obteve-se os gráficos de carga-deformação e tensão-deformação específica sob compressão e descompressão (Figuras 40, 41, 42 e 43) e, conseqüentemente, as propriedades mecânicas médias (constante de rigidez e módulo de elasticidade) do disco intervertebral, também sob compressão e descompressão (Tabela 8).

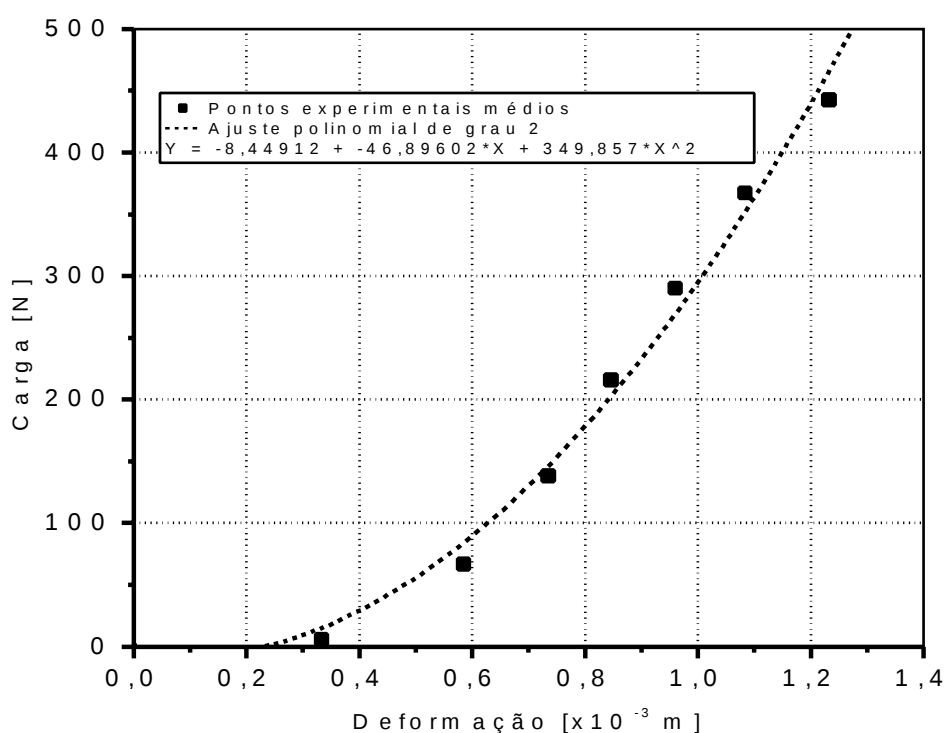


Figura 40 – Gráfico carga-deformação sob compressão ($r^2 = 0,99$ e $p < 0,001$).

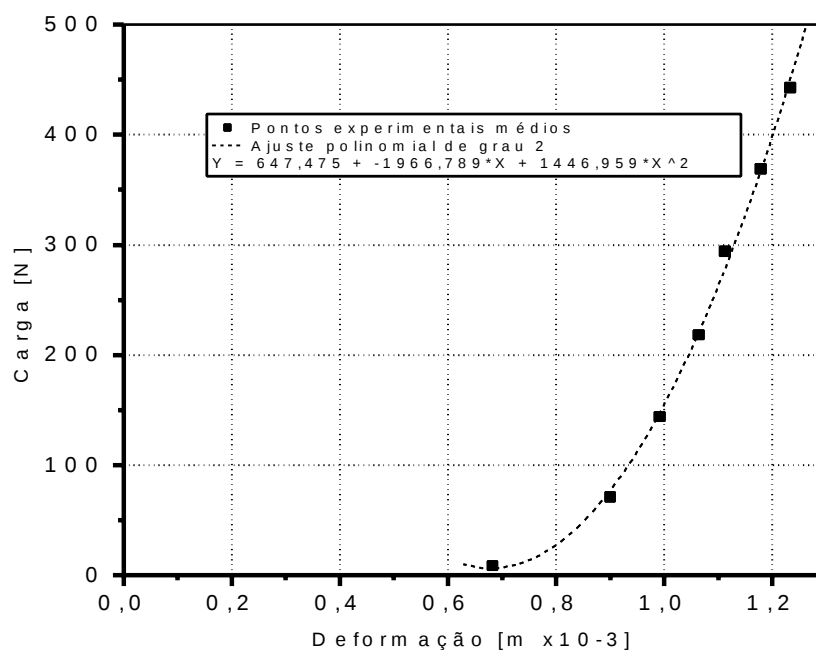


Figura 41 – Gráfico carga-deformação sob descompressão ($r^2 = 0,997$ e $p < 0,001$).

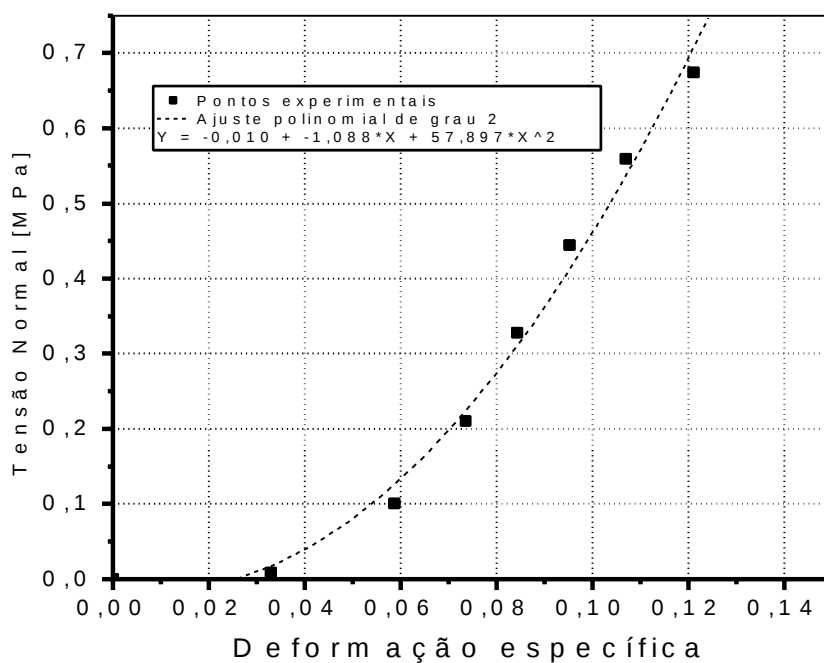


Figura 42 – Diagrama tensão-deformação específica sob compressão ($r^2 = 0,991$ e $p < 0,001$)

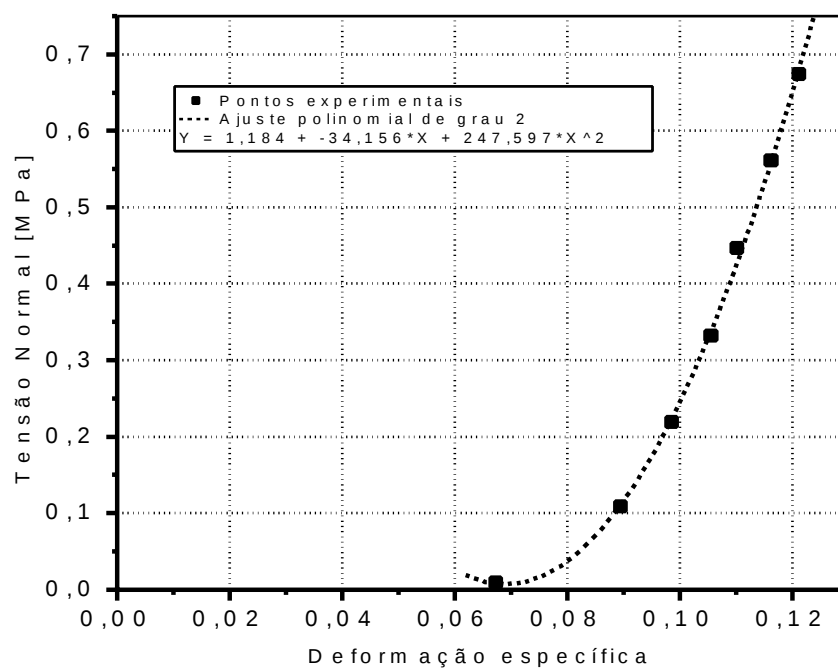


Figura 43 – Diagrama tensão-deformação específica sob descompressão ($r = 0,998$ e $p < 0,0001$).

Tabela 8 – Resultados das propriedades mecânicas médias.

	Constante de rigidez (K)	Módulo de elasticidade
	N/mm	longitudinal (E)
		MPa
Compressão	385,2	5,9
Descompressão	805,3	12,4

A Figura 44 mostra o comportamento médio dos discos durante todo o ciclo de compressão e descompressão.

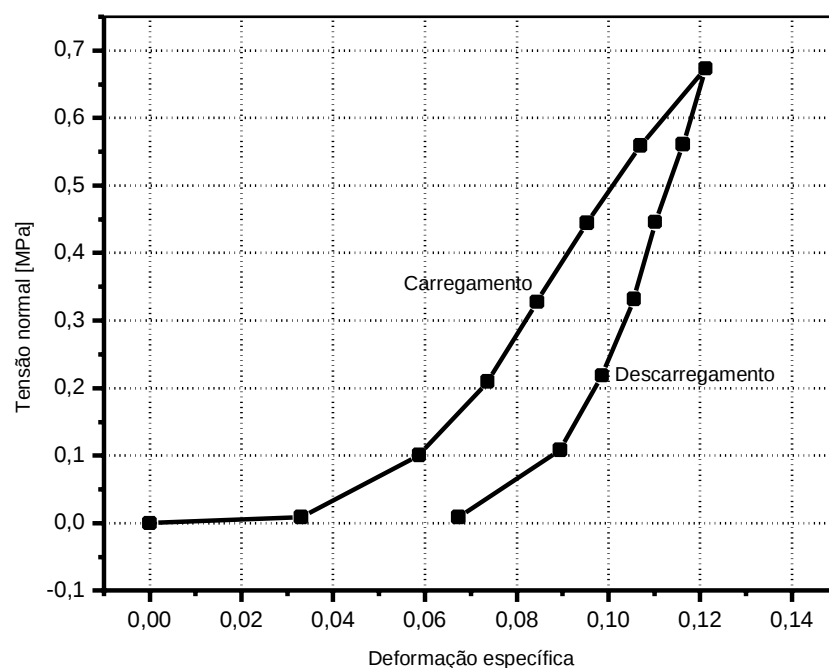


Figura 44 – Comportamento médios dos discos durante toda a compressão e decompressão.

Através de cálculos utilizando conjuntamente os dados das Tabelas 4, 5, 6, 7 e 8, e as expressões físicas (8), (9), (10), e (11), descritas por Hibbeler (2004) também é possível obter as deformações específicas, o Coeficiente de Poisson e as tensões, antero-posterior e transversal, médias.

$$\epsilon_{AP} = \frac{\delta_{AP}}{\ell_{AP}} \quad (8)$$

$$\epsilon_{AP} = 0,01$$

$$\epsilon_t = \frac{\delta_t}{\ell_t} \quad (9)$$

$$\epsilon_t = 0,008$$

$$v_{AP} = -\frac{\epsilon_{AP}}{\epsilon} \quad (10)$$

$$v_{AP} = 0,43$$

$$v_t = -\frac{\epsilon_t}{\epsilon} \quad (11)$$

$$v_t = 0,34$$

Para se obter o Módulo de elasticidade transversal (G) foi calculada a média dos Coeficiente de Poisson ântero-posterior e transversal e, como veremos no item seguinte, o Módulo de elasticidade longitudinal médio usado foi o obtido das médias dos valores encontrados no experimento anterior e no atual.

$$G = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (12)$$

$$G = 0,57 \text{ MPa}$$

Trabalhos realizados isolando-se o disco intervertebral das outras estruturas da coluna vertebral são utilizados quando se quer estudar os componentes do disco separadamente, tal como Bruehlmann; Matyas; Duncan (2004).

Kong; Goel (2003), encontraram em seus estudos valores aproximados de ν igual a 0,37 e E igual a 4,2 MPa.

Lee et al (2000), utilizaram o valor de ν igual a 0,35 para simular os elementos do disco intervertebral em modelamento matemático.

Para os valores de G, Iatridis (1996), encontrou uma faixa de 7 a 21 kPa, dependendo da frequência de rotação utilizada. Estes valores são referentes apenas ao núcleo pulposo isolado.

3.3 – COMPORTAMENTO DO DISCO INTERVERTEBRAL LOMBAR DURANTE O MOVIMENTO DE FLEXO-EXTENSÃO

Este experimento utiliza conjuntamente a lâmina de extensometria e o dispositivo para testes em coluna vertebral, citados no CAPÍTULO 2, a fim de avaliar a variação da deformação axial do disco intervertebral em relação ao ângulo de flexão e extensão da coluna lombar. Com base nesta deformação e utilizando-se de algumas expressões físicas, pode-se relacionar, também, a pressão do núcleo pulposo e angulação do segmento de coluna vertebral.

Neste procedimento, dez segmentos de coluna vertebral lombar suína (L1 a L5), foram submetidos a um esforço de flexão de até 45° e de extensão de até 15°, com uma pré-carga axial referente à massa da parte superior do corpo que, segundo Rohlmann et al (2001), é de 62% da massa total do animal.

Foi criado um protocolo de execução para os testes, permitindo uma melhor replicabilidade dos mesmos e minimizando erros. Os passos seguidos para cada peça foram os seguintes:

1. Posição inicial de 0°, tendo como referência a haste vertical;
2. Posição de inclinação da base da máquina em 0°;
3. Flexão até 45°, de acordo com o ângulo previamente determinado pelo movimento do motor;
4. Tempo de espera de dois segundos ao final deste movimento;
5. Retorno à posição de 0° (inicial);
6. Tempo de espera de dois segundos;
7. Extensão até -15°, de acordo com o ângulo previamente determinado pelo movimento do motor;
8. Tempo de espera de dois segundos ao final deste movimento;
9. Retorno à posição inicial de 0° grau;

Houve a repetição dos itens citados anteriormente, para a obtenção das médias.

Com o intuito de avaliar se a elevação da base do dispositivo, ou seja, a simulação do ângulo pélvico, altera o comportamento do segmento de coluna vertebral

lombar, todos estes procedimentos foram realizados novamente com a base da máquina inclinada em 10°.

A velocidade utilizada foi de 4,2°/s, muito próxima da utilizada por Thompson; Pearcy; Barker (2004), para movimento de flexão e extensão.

Com o auxílio de uma filmadora digital (LG Web Pro 2, LG, Pequim, China), todos os procedimentos foram filmados para posteriores estudos.

Os discos utilizados para a realização da leitura foram medidos previamente com o auxílio de um paquímetro digital (Mitotoyo, Tóquio, Japão) com sensibilidade de 0,01mm. Para a obtenção da área, aproximou-se à área da elipse. Os resultados são mostrados na Tabela 9.

Tabela 9 – Dimensões dos discos intervertebrais testados.

	Altura [mm]	Diâmetro Antero posterior [mm]	Diâmetro transversal [mm]	Área [mm ²]
Segmento 01	9,1	26,8	38,8	408,1
Segmento 02	9,5	27,4	38,9	418,4
Segmento 03	8,5	23,7	36,4	338,6
Segmento 04	8,7	25,4	36,6	364,9
Segmento 05	9,8	25,9	38,1	387,3
Segmento 06	8,1	27,5	36,7	396,1
Segmento 07	7,1	27,6	35,1	380,2
Segmento 08	7,1	27,8	35,5	387,4
Segmento 09	8,6	28,2	36,8	407,3
Segmento 10	9,3	28,1	42,5	468,7
Média	8,6	26,8	37,5	395,7
dp	0,9	1,4	2,1	34,5

Para melhor demonstrar o experimento, a Figura 44 ilustra a conexão de cada componente e a Figura 45 mostra um dos ensaios.

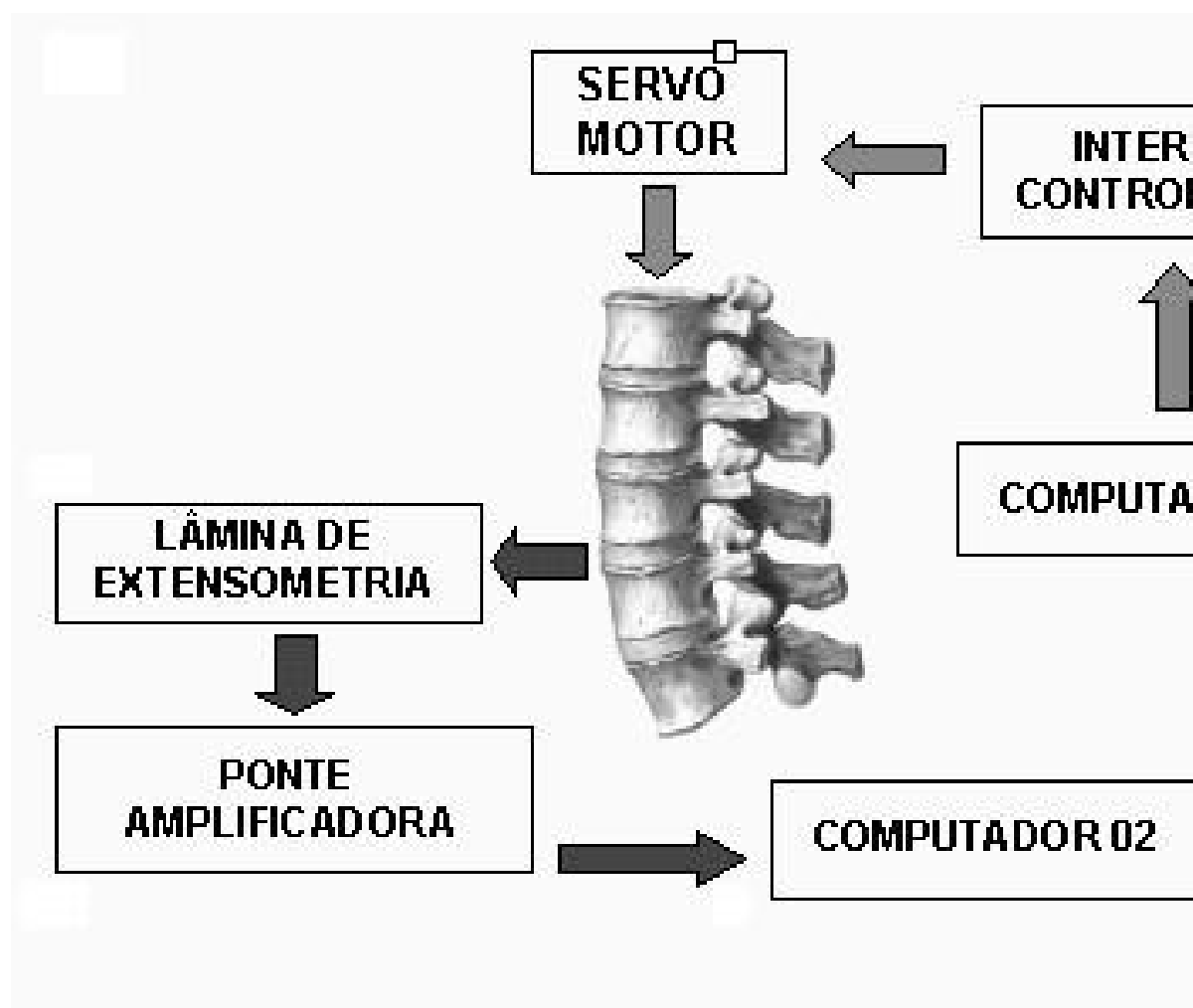


Figura 45 – Modelo esquemático do experimento

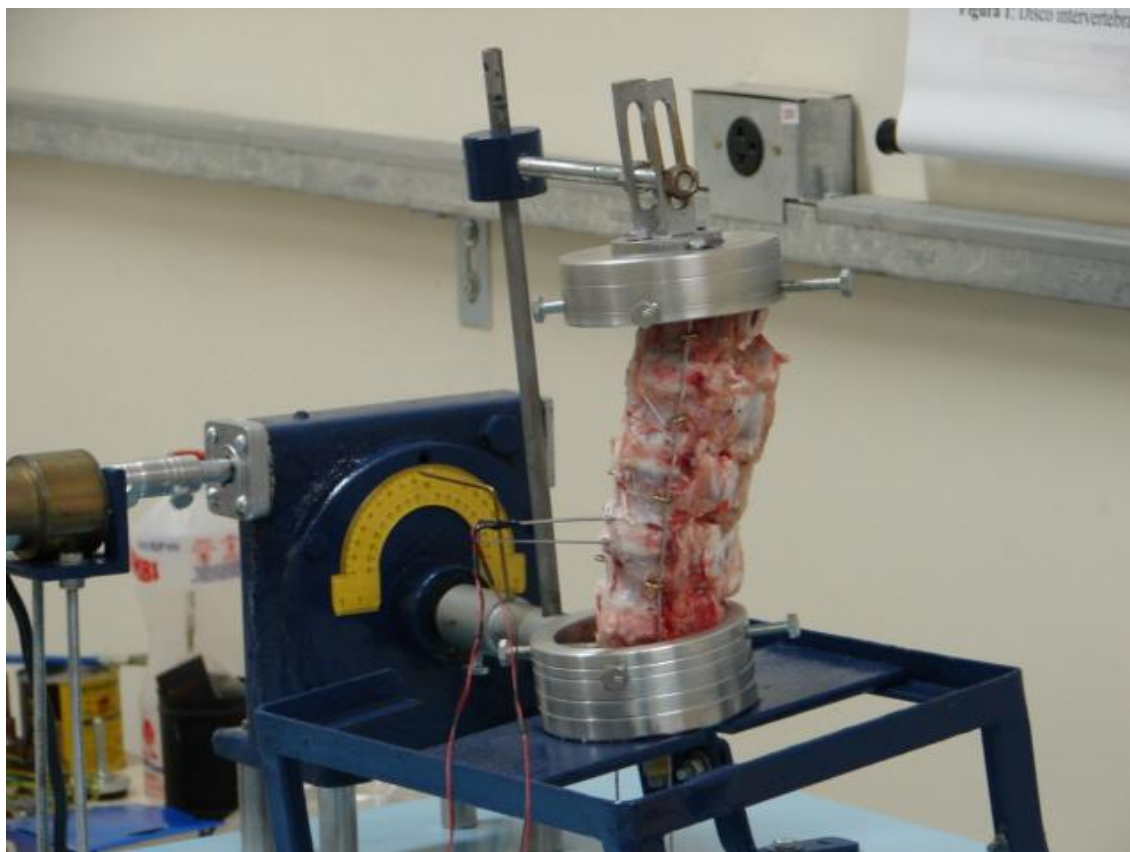


Figura 46 - Visão do experimento.

3.3.1 Resultados e discussão

O comportamento médio dos discos ficou dentro do esperado. Fazendo uma relação entre a deformação da parte anterior do disco (obtida pela lâmina) e o deslocamento angular, observa-se que no maior ângulo também há maior deformação. Ficou evidente a diferença no comportamento médio dos discos levando-se em conta a inclinação da bancada, simulando a angulação pélvica. Este aspecto será discutido mais a frente. As Figuras 47 e 48 mostram o comportamento médio dos discos, relacionando movimento e deformação.

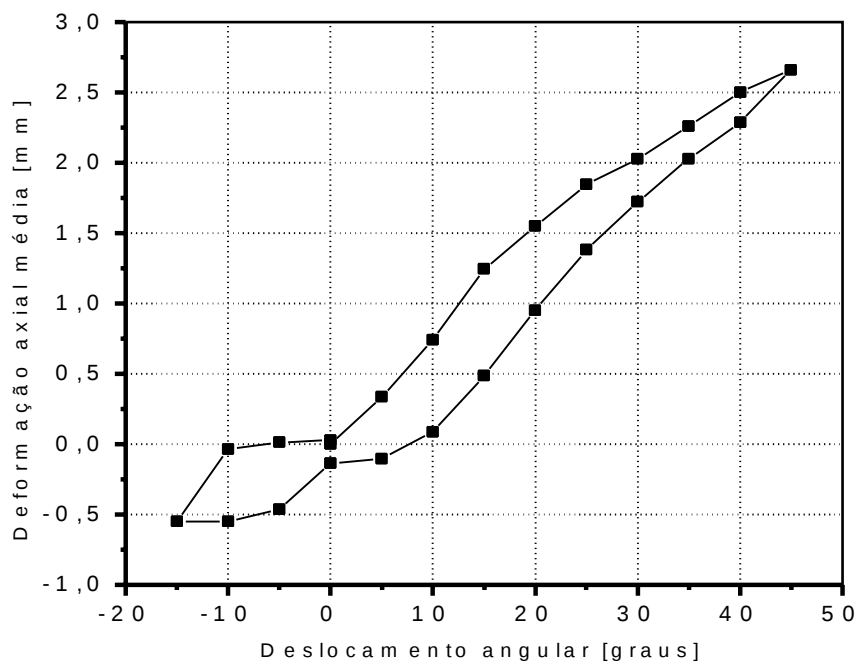


Figura 47 – Comportamento médio sem inclinação da bancada.

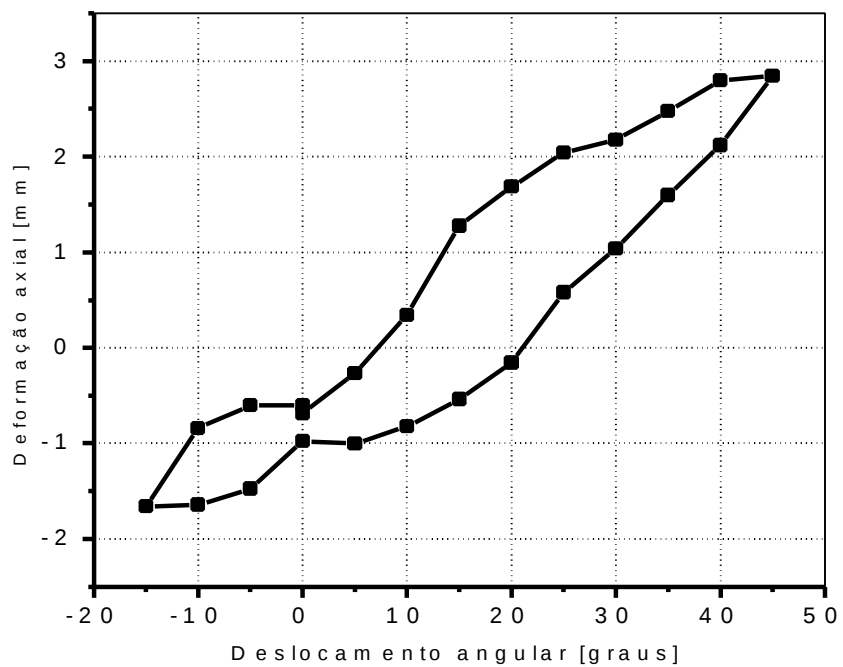


Figura 48 – Comportamento médio com inclinação da bancada.

A deformação axial (δ) mostrada acima é a deformação da parte anterior do anulus fibroso. Para calcular as tensões no interior do disco é necessário que se conheça as deformações e, conseqüentemente, as deformações específicas (ϵ) no plano horizontal, que variam de acordo com o raio do disco intervertebral. Uma seqüência de cálculos matemáticos baseados no comportamento de materiais ajuda a definir os parâmetros para que se conheça a pressão do núcleo pulposo sob o anulus fibroso (Derrocal, 1998).

$$\epsilon_z = \frac{\epsilon_{\text{medido}}}{R} \cdot r + \epsilon_{\text{med}} \quad (13)$$

$$\epsilon_r = -\nu \cdot \epsilon_z \quad (14)$$

$$\epsilon_r = \frac{du}{dr} \quad (15)$$

$$u = \int_a^r \epsilon_r dr + C_1 \quad (16)$$

$$P_a = \frac{Eu_a}{a(1-\nu)} \quad (17)$$

Para que se conclua o desenvolvimento das expressões acima usar-se-ão valores definidos nos três experimentos, mostrados na Tabela 10.

Tabela 10 – Valores médios estimados referentes ao disco intervertebral.

Parâmetros	Valores
Raio total médio do disco intervertebral (R)	16,1 mm
Raio médio do núcleo pulposo (a)	6,4 mm
Módulo de elasticidade médio (E)	5,5 MPa
Coeficiente de Poisson médio (v)	0,38
Pré carga axial média	468 N

Então, para fazer uma relação direta entre a deformação axial do anulus fibroso (obtido pela lâmina de extensometria) e a pressão dentro do disco (P_n), chega-se a expressão (18):

$$P_n = 352238 + (7,0967 \times 10^7 / \delta) \Phi^4 \quad (18)$$

Fazendo-se a relação entre pressão intradiscal e grau de flexão da coluna, tem-se o comportamento médio dos discos nas duas situações, com e sem inclinação da bancada, mostrado nas Figuras 49 e 50.

Os valores de pressão máxima são compatíveis com os encontrados em testes *in vivo* realizando flexão na postura sentada (Wilke et al 2001a).

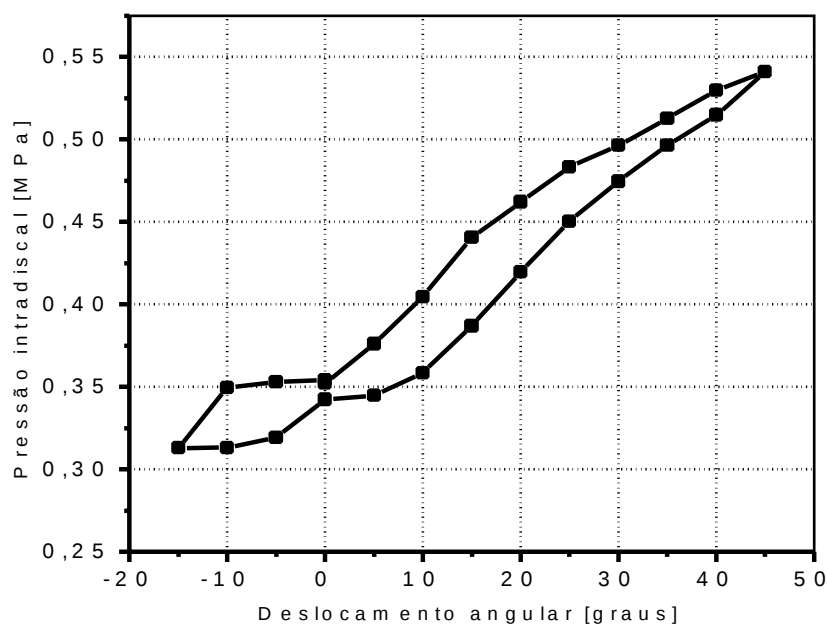


Figura 49 – Variação da pressão intradiscal com o movimento e sem a inclinação da bancada.

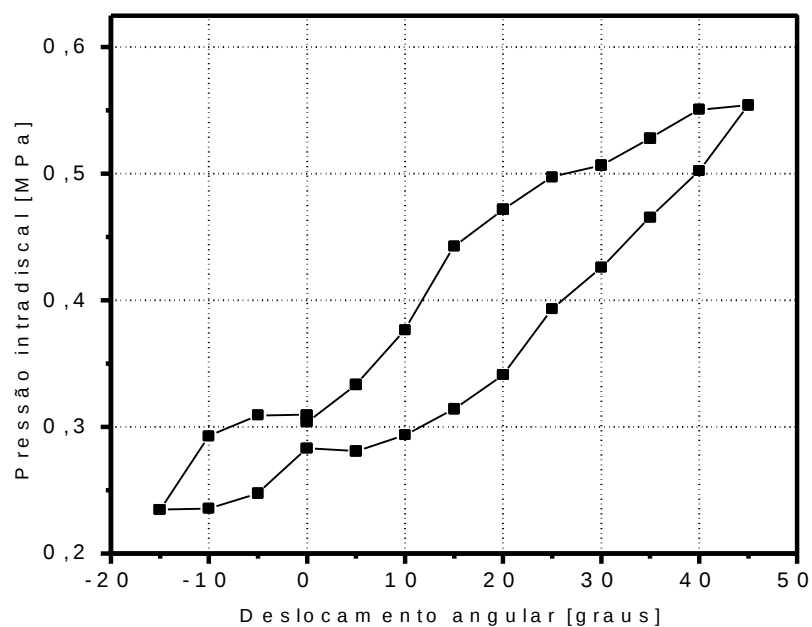


Figura 50 – Variação da pressão intradiscal com o movimento e com a inclinação da bancada.

Nos estudos realizados *in vitro* é muito difícil medir os níveis volumétricos do conteúdo líquido do disco intervertebral que interferem diretamente nas propriedades mecânicas. Uma saída encontrada foi a utilização de imagens de ressonância magnética nuclear com reconstrução tridimensional e a medidas exata das mudanças de volume (Botsford; Esses; Ogilvie-Harris, 1994). Este procedimento não foi usado neste estudo pelo alto custo econômico.

Polga et al (2004), em um estudo *in vivo* com diversos discos intervertebrais torácicos baixos (T10 a T12) não encontraram diferença estatística entre os valores para pressão intradiscal medida com o sensor orientado para o eixo axial ou para o eixo transversal, mostrando que a pressão intradiscal é equivalente independente do eixo de medição.

Os pioneiros na realização de estudos para a obtenção da pressão intradiscal *in vivo*, Nachemson; Morris (1964), relacionaram a pressão no núcleo pulposo com a carga externa aplicada através da expressão (19):

$$P_n = 1,5P \quad (19)$$

Onde P_n é a pressão no núcleo pulposo e P é a carga externa aplicada por unidade de área. Infelizmente, tal relação não pode ser feita quando se trata de medidas durante o movimento, onde o sentido da força externa aplicada varia.

Sato; Kikuchi; Yonezawa (1999), realizou um estudo de pressão intradiscal *in vivo* e fez uma relação entre pressão vertical e pressão horizontal e, através destas medidas, concluiu que existe uma ínfima diferença entre elas, sendo a horizontal sensivelmente menor que a vertical.

Em concordância com os valores encontrados, Panjabi et al (1988), obtiveram como pressão intrínseca máxima em leituras *in vivo* (colunas lombares humanas) o valor aproximado de 0,55 MPa relacionado diretamente com uma graduação de degeneração igual a 0; em contrapartida, a pressão intrínseca máxima obtida com grau de degeneração 5 (máximo) não ultrapassou os 0,2 MPa. Isto demonstra que os discos utilizados em nosso estudo estão com valores compatíveis a discos sem degeneração.

4 – CONCLUSÕES

Como conclusão principal deste trabalho pode-se citar a eficiência da máquina que simula os movimentos e cargas da coluna vertebral. O sistema de acoplamento superior e inferior funcionou muito bem e os parafusos ainda serviram para melhor centralizar a peça anatômica. Dependendo do tamanho da peça não é necessário a aplicação de resina acrílica (metilmetacrilato). Com o auxílio do redutor o servo-motor gerou um torque necessário e uma possibilidade de várias velocidades angulares, contudo, a velocidade mais alta é de $4,2^\circ/\text{s}$, ainda baixa. O sistema de aplicação de cargas seguidoras também funcionou a contento, assim como a elevação da base que simula o ângulo pélvico, que poderá ser alterado para simular mais inclinações.

A lâmina de extensometria funcionou perfeitamente, embora o método de fixação desta ao disco intervertebral, como o realizado no experimento que analisou o comportamento do disco intervertebral lombar durante o movimento de flexo-extensão, ainda precise de melhorias. No entanto, com as dimensões da lâmina adaptadas esta poderá ser uma ferramenta fundamental para estudos visando a obtenção da deformação real nos vários planos.

Em relação aos resultados dos experimentos realizados ficou evidente a proximidade dos valores encontrados para o Módulo de Elasticidade (E) médio com carga até 500 N entre os experimentos que analisaram as unidades funcionais de coluna vertebral sob compressão, e os discos intervertebrais isolados sob compressão e descompressão. Foi evidenciada, também, uma diferença de comportamento do disco sob compressão entre cargas até 500 N e após, onde num primeiro momento se mostrou não-linear e depois linear.

Mesmo que feito de forma aproximada, ou seja, uma simulação, o valor do Coeficiente de Poisson (ν) se apresentou coerente com as propriedades do material e com os poucos estudos existentes. Já no experimento que analisou o comportamento do disco intervertebral lombar durante o movimento de flexo-extensão o valor do módulo de elasticidade transversal (G), também obtido aproximadamente, não apresentou valor equivalente com a literatura, mas com a evolução da máquina, permitindo ensaios de torção, estes valores poderão ser revistos.

No experimento sobre comportamento do disco intervertebral sob compressão e descompressão pode-se observar um comportamento típico de um material viscoelástico. Já no experimento 3.3 ficou clara a diferença de comportamento médio dos discos intervertebrais quando a bancada está plana ou inclinada. Quando simula um ângulo pélvico mais acentuado a pressão intradiscal de repouso é menor, mas o pico de pressão ao final da flexão e a amplitude da mesma durante todo o movimento são maiores em relação aos dados obtidos com a base plana. Isto demonstra que posturas hiperlordóticas, ou seja, com a coluna lombar mais estendida, geram maiores pressões intradiscais que por sua vez são mecanismos desencadeadores de lesões.

Contudo, conseguiu-se alcançar o objetivo de construir um dispositivo de baixo custo e capaz de simular movimentos e cargas da coluna vertebral. Até o presente momento não encontramos tal dispositivo fabricado ou em uso no Brasil e, por isso, acredita-se que este seja o início de um ciclo de estudos a fim de aprimorar procedimentos cirúrgicos, testar fixadores e materiais que atualmente são produzidos apenas no exterior, e por fim, evoluir os procedimentos usados para aquisição de dados biomecânicos.

REFERÊNCIAS

- ABBRECHT, P. H. The relationship between intervertebral disc degeneration and disc prolapse. *Spine*, New York, v. 26, n. 21, p. 2400-2403, nov. 2001.
- ADAMS, M. A. et al. Sustained loading generates stress concentrations in lumbar intervertebral discs. *Spine*, New York, v. 21, n. 8, p. 434-438, feb. 1996.
- ADAMS, M. A. et al. Effects of backward bending on lumbar intervertebral discs. *Spine*, New York, v. 25, n. 4, p. 431-437, feb. 2000a.
- ADAMS, M. A. et al. Mechanical initiation of intervertebral disc degeneration. *Spine*, New York, v. 25, n. 13, p. 1625-1636, july 2000b.
- AKAMARU, T. et al. Adjacent segment motion after a simulated lumbar fusion in different sagittal alignments. *Spine*, New York, v. 28, n. 14, p. 1560-1566, july 2003.
- AZEVEDO JUNIOR, J. C. Medição de deformações, forças e tensões. Embu: Kratos, [s.d.]. Apostila. 127p.
- BIBBY, S. R. S. et al. The pathophysiology of the intervertebral disc. *Joint Bone Spine*, London, n. 68, p. 537-542, dec. 2001.
- BOTSFORD, D. J.; ESSES, S. I.; OGILVIE-HARRIS, D. J. In vivo diurnal variation in intervertebral disc volume and morphology. *Spine*, New York, v. 19, n. 8, p. 935-940, 1994.
- BRUEHLMANN, S. B.; MATYAS, J. R.; DUNCAN, N. A. ISSLS prize winner: collagen fibril sliding governs cell mechanics in annulus fibrosus. *Spine*, New York, v. 29, n. 23, p. 2612-2620, dec. 2004.

CALLAGHAN, J. P.; MCGILL, S. M. Intervertebral disc herniation: studies on a porcine model exposed to highly repetitive flexion/extension motion with compressive force. *Clinical Biomechanics*, London, n. 16, p. 28-37, jan. 2001.

CAMPBELL-KYUREGHYAN, N. H. Computational analysis of the time dependent biomechanical behavior of the lumbar spine. 2004. 274 f. Thesis (Doctor of Philosophy in Biomedical Engineering) – Ohio State University, Columbus, 2004.

CHAFFIN, D. B.; ANDERSON, G. B.; MARTIN, B. J. *Occupational Biomechanics*. 3rd ed. New York: John Wiley & Sons, 1999. 579p.

CHEN, W. et al. The effect of sagittal alignment on adjacent joint mobility after lumbar instrumentation – a biomechanical study of lumbar vertebrae in a porcine model. *Clinical Biomechanics*, London, v. 19, p. 763-768, oct. 2004.

CINOTTI, G. et al. Degenerative changes of porcine intervertebral disc induced by vertebral endplate injuries. *Spine*, New York, v. 30, n. 2, p. 174-180, jan. 2005.

COSTI, J. J.; HEARN, T. C.; FAZZALARI, N. L. The effect of hydration on the stiffness of intervertebral discs in a ovine model. *Clinical Biomechanics*, London, v.17, p. 446-455, july 2002.

DERROCAL, L. O. *Elasticidad*. 3. ed, Madrid: McGraw Hill, 1998. 549f.

DEURSEN, D. L. et al. The effect of passive vertebral rotation on pressure in the nucleus pulposus. *Journal of Biomechanics*, London, n. 34, p. 405-408, mar. 2001b.

DEURSEN, D. L. et al. In vitro torsion-induced stress distribution changes in porcine intervertebral discs. *Spine*, New York, v. 26, n. 23, p. 2582–2586, dec. 2001a.

DEZAN, V. H. et al. comparação dos efeitos compressivos do disco intervertebral nas condições de levantamento de peso nas posições sentada e em pé. *Revista Brasileira de Biomecânica*, São Paulo, n. 7, p.41-49, 2003.

DOLAN, P.; ADAMS, M. A. Recents advances in lumbar spinal mechanics and their significances for modelling. *Clinical Biomechanics*, London, suppl. 1, p. S8-S16, jan. 2001.

DYCE, K. M.; SACK, W. O.; WENSING, C. J. *Tratado de Anatomia Veterinária*. 2. ed, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1997.

GUILAK, F. et al. Viscoelastic properties of intervertebral disc cells. *Spine*, New York, v. 24, n. 23, p. 2475-2483, dec. 1999.

HABERL, H. et al. Kinematic response of lumbar functional spinal units to axial torsion with and without superimposed compression and flexion/extension. *European Spine Journal*, Berlim, n.13, p. 560-566, 2004.

HALL, Susan J. *Basic biomechanics*. 4th ed. Boston: McGraw Hill, 2003. 539p.

HIBBELER, R. C. *Resistência dos materiais*. 5. ed. São Paulo: Pearson, 2004. 670p.

HSIANG, S. M.; BROGMUS, G. E.; COURTNEY, T. K. Low back pain and lifting technique. *Industrial Ergonomics*, London, v. 19, p. 59-74, 1997.

IATRIDIS, J. C. Is the nucleus pulposus a solid or a fluid? mechanical behavior of the nucleus pulposus of the human intervertebral disc. *Spine*, New York, v. 21, n. 10, p. 1174-1184, may 1996.

IATRIDIS, J. C. et al. Compression-induced changes in intervertebral disc proprieties in a rat tail model. *Spine*, New York, v. 24, n. 10, p. 996-1002, may 1999.

KANAYAMA, M. et al. A cineradiographic study on the lumbar disc deformation during flexion and extension of the trunk. *Clinical Biomechanics*, London, v. 10, n. 4, p. 193-199, june 1995.

KETTLER, A. et al. Effects of specimen length on the monosegmental motion behavior of the lumbar spine. *Spine*, New York, v. 25, n. 5, p. 543-550, mar. 2000.

KONG, W. Z.; GOEL, V. K. Ability of a finite element models to predict response of the human spine to sinusoidal vertical vibration. *Spine*, New York, v. 28, n. 17, p. 1961-1967, sept. 2003.

LEDET, E. H. et al. Direct real-time measurement of in vivo forces in the lumbar spine. *The Spine Journal*, London, v. 5, p. 85-94, 2005.

LEE, C. et al. Impact response of the intervertebral disc in a finite-element model. *Spine*, New York, v. 25, n. 19, p. 2431-2439, oct. 2000.

LEE, S. Sudden load and the lower back effect of load application and lumbar support. 2001. 173 f. Thesis (Doctor of Philosophy in Biomedical Engineering) - University of Iowa, Iowa City, 2001.

LOTZ, J. C.; CHIN, J. R. Intervertebral disc cell death is dependent on the magnitude and duration of spinal loading. *Spine*, New York, v. 25, n. 12, p. 1477-1483, june 2000.

NACHEMSON, A. A.; MORRIS, J. M. In vivo measurements of intradiscal pressure. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, Boston, v. 46, n. 5, p. 1077-1092, 1964.

NACHEMSON, A. A.; SCHULTZ, A. B.; BERKSON, M. H. Mechanical properties of human lumbar spine motion segments. *Spine*, New York, v. 4 n. 1, p. 1-8, 1979.

ÖZKAYA, N.; NORDIN, M. Fundamentals of biomechanics. 2nd ed. New York: Springer, 1999. 593p.

PALASTANGA, N.; FIELD, D.; SOAMES, R. Anatomia e movimento humano – estrutura e função. 3. ed, São Paulo: Manole, 2000.

PANJABI, M. et al. Intrinsic disc pressure as a measure of integrity of the lumbar spine. *Spine*. New York, v. 13, p. 913-917, 1988.

PANJABI, M. et al. Spinal stability and intersegmental muscle forces – a biomechanical model. *Spine*, New York, v. 14, n. 2, p. 194-200, 1989.

PATWARDHAN, A. G. et al. A follower load increases the load-carrying capacity of the lumbar spine in compression. *Spine*, New York, v. 24, n. 10, p. 1003-1009, may 1999.

POLGA, D. J. et al. Measurement of in vivo intradiscal pressure in healthy thoracic intervertebral discs. *Spine*, New York, v. 29, n. 12, p. 1320–1324, june 2004.

QUINT, U. et al. Importance of the intersegmental trunk muscles for the stability of the lumbar spine: a biomechanical study in vitro. *Spine*, New York, v. 23, n. 18, p. 1937-1945, sept. 1998.

RACE, A.; BROOM, N. D.; ROBERTSON, P. Effect of loading rate and hydration on the mechanical properties of the disc. *Spine*, New York, v. 25, n. 6, p. 662–669, mar. 2000.

REID, J. E. et al. Sheep lumbar intervertebral discs as models for human discs. *Clinical Biomechanics*, London, n. 17, p. 312-314, may 2002.

ROHLMANN, A. et al. Influence of a follower load on intradiscal pressure and intersegmental rotation of the lumbar spine. *Spine*, New York, v. 26, n. 24S, p. E557–E561, dec. 2001.

SATO, K.; KIKUCHI, S.; YONEZAWA, T. In vivo intradiscal pressure measurement in healthy individuals and in patients with ongoing back problems. *Spine*, New York, v. 24, n. 23, p. 2468–2474, dec. 1999.

SIMUNIC, D. I.; BROOM, N. D.; ROBERTSON, P. A. Biomechanical factors influencing nuclear disruption of the intervertebral disc. *Spine*, New York, v. 26, n. 11, p. 1223–1230, 2001.

SOLOMONOW, M. et al. Biomechanics and electromyography of a common idiopathic low back disorder. *Spine*, New York, v. 28, n.12, p.1235-1248, june 2003.

TAWACKOLI, W. et al. The effect of compressive axial preload on the flexibility of the thoracolumbar spine. *Spine*, v. 29, n. 9, p. 988-993, may 2004.

THOMPSON, R. E.; PEARCY, M. J.; BARKER, T. M. The mechanical effects of intervertebral disc lesions. *Clinical Biomechanics*, London, v. 19, p. 448-455, june 2004.

TONG, S. A mechanical model of the normal human spine. 1999. 183 f. Thesis (Masters of Science in Mechanical Engineering) - University of Alberta, Edmonton, 1999.

TSAI, K. H.; LIN, R. M.; CHANG, G. L. Rate related fatigue injury of vertebral disc under axial cyclic loading in a porcine body-disc-body unit. *Clinical Biomechanics*, London, v. 13, suppl. 1, p. S32-S39, jan. 1998.

WALSH, A. J.; LOTZ, J. C. Biological response of the intervertebral disc to dynamic loading. *Journal of Biomechanics*, London, n. 37, p. 329-337, mar. 2004.

WHITE III, AUGUSTUS, A.; PANJABI, M. *Clinical biomechanics of the spine*. 2nd ed, Philadelphia: Lippicott Willians & Wilkins, 1990.

WILKE, H. J. et al. A universal spine tester for in vitro experiments with muscle force simulation. *European Spine Journal*, Berlim, n. 3, p. 91-97, 1994.

WILKE, H. J.; KETTLER, A.; CLAES, L. Are sheep spines a valid biomechanical model for human spines? *Spine*, New York, v. 22, n. 20, p. 2365-2374, oct. 1997.

WILKE, H. J. et al. Spinal segment range of motion as a function of in vitro test conditions: effects of exposure period, accumulated cycles, angular-deformation rate, and moisture condition. *The Anatomical Record*, Hoboken, n. 251, p. 15-19, 1998.

WILKE, H. J. et al. New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine*, New York, v. 24, n. 8, p. 755–762, apr. 1999.

WILKE, H. J. et al. Intradiscal pressure together with anthropometric data – a data set for the validation of models. *Clinical Biomechanics*, London, n. 16, suppl. 1, p. S111-S126, jan. 2001a.

WILKE, H. J. et al. Is it possible to simulate physiologic loading conditions by applying pure moments? *Spine*, New York, v. 26, n. 6, p. 636–642, mar. 2001b.

WILKE, H. J. et al. ISSLS prize winner: a novel approach to determine trunk muscle forces during flexion and extension. *Spine*, New York, v. 28, n. 23, p. 2585–2593, dec. 2003.

Bibliografia Consultada

ANDERSON, G. B. J.; ÖRTENGREN, R. NACHEMSON, A. Intradiskal pressure, intra-abdominal pressure and myoelectric back muscle activity related to posture and loading. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, New York, n. 129, p.156-164, dec. 1977.

ANTONIOU, J. Quantitative biochemical changes in the human lumbar intervertebral disc. 1999. 211 f. Thesis (Doctor of Philosophy in Experimental Surgery) – McGill University, Montreal, 1999.

AULTMAN, C. D.; SCANNELL, J.; MCGILL, S. M. The direction of progressive herniation in porcine spine motion segments is influenced by the orientation of the bending axis. *Clinical Biomechanics*, London, v. 20, p. 126-129, feb. 2005.

BRUEHLMANN, S. B. The in situ mechanics of cells in the annulus fibrosus of the intervertebral disc. 212 f. 2004. Thesis (Doctor of Philosophy in Biomedical Engineering) - University of Calgary, Calgary, 2004.

CRAWFORD, R. P.; KEAVENY, T. M. Relationship between axial and bending behaviors of the human thoracolumbar vertebra. *Spine*, New York, v. 29, n. 20, p. 2248-2255, oct. 2004.

DAVIS, J. R. A transverse contour model of distributed muscle forces and spinal loads during lifting and twisting. 1997. 222 f. Thesis (Doctor of Philosophy) - North Carolina University, Raleigh, 1997.

DICKEY, J. P.; GILLESPIE, K. A. Representation of passive spinal element contributions to in vitro flexion-extension using a polynomial model: illustration using the porcine lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, London, v. 36, p. 883-888, july 2003.

ELNAGGAR, I. M. The effects of spinal flexion and extension exercises on low back pain severity and spinal mobility in chronic mechanical low back pain. 1988. 164 f. Thesis (Doctor of Philosophy) - New York University, New York, 1988.

GILLESPIE, K. A. Biomechanical role of lumbar spine ligaments in flexion and extension using a parallel linkage robot: a porcine model. 2002. 102 f. Dissertation (Master of Science) - University of Guelph, Guelph, 2002.

GRAY, D. M. A preliminary investigation to determine the effects of a crosslinking reagent on the fatigue resistance of the posterior annulus of the intervertebral disc. 2002. 109 f. Thesis (Master of Science in Biomedical Engineering) - University of Southern California, Los Angeles, 2002.

HOFFMANN, K. Practical hints for the application of strain gauges. Darmstadt: Hottinger Baldwin Messtechnik, 1984.

JOSHI, A. B. Mechanical behavior of the human intervertebral disc with polymeric hydrogel nucleus implant: an experimental and finite element study. 2004. 197 f. Thesis (Doctor of Philosophy) - Drexel University, Philadelphia, 2004.

LAUDER, C. L. Cumulative loading of the lumbar spine during non occupational activities. 2002. 88 f. Dissertation (Master of Human Kinetics) – Faculty of Graduate Studies and Research Through Human Kinetics, University of Windsor, Windsor, 2002.

LEDET, E. H. Real time in vivo loading in the lumbar spine – a novel approach using an interbody spinal implant. 2003. 165 f. Thesis (Doctor of Philosophy in Biomedical Engineering) – Rensselaer Polytechnic Institute, Troy, 2003.

MARIA, A. S. L. S. Aspectos metodológicos para a determinação de cargas internas na coluna vertebral. 2001. 105 f. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia) – Faculdade de Engenharia de São Carlos e Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2001.

MEAKIN, J. R.; REDPATH, T. W.; HUKINS, D. W. L. The effect of partial removal of the nucleus pulposus from the intervertebral disc on the response of the human annulus fibrosus to compression. *Clinical Biomechanics*, London, v. 16, p. 121-128, feb. 2001.

OLOYEDE, A.; BROOM, N. D.; MARTINEZ, J.B. Experimental factors governing the internal stress state of the intervertebral disc. *Medical Engineering & Physics*, London, n. 20, p. 631–637, 1998.

PALMER, E. I. Mechanisms of load-induced intervertebral disc degeneration. 2003. 118 f. Dissertation (Joint Doctor of Philosophy in Bioengineering) - University of California, Berkeley, 2003.

PARIS, S. V. Functional anatomy of the lumbar spine. 1984. 536 f. Thesis (Doctor of Philosophy) - New York University, Boston, 1984.

PINTAR, F. A. The biomechanics of spinal elements. 1986. 246 f. Dissertation (Doctor of Philosophy) - Marquette University, Milwaukee, 1986.

RAPOFF, A. J. Tensile fatigue of intervertebral disc annulus and a probabilistic rule of mixtures for elastic moduli. 1997. 179 f. Dissertation (Doctor of Philosophy in Mechanical Engineering) - University of Wisconsin-Madison, Madison, 1997.

SHENG, B.; YI-KAI, L.; WEI-DONG, Z. Effect of simulating lumbar manipulations on lumbar nucleus pulposus pressures. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, London, v. 25, n. 5, p. 333-334, june 2002.

STEFFEN, T. et al. Lumbar intradiscal pressure measured in the anterior and posterolateral annular regions during asymmetrical loading. *Clinical Biomechanics*, London, n. 13, p. 495-505, 1998.

WALSH, A. J. L. Tissue remodeling in the intervertebral disc: response to dynamic loading and growth factors. 2002. 110 f. Dissertation (Doctor of Philosophy in Bioengineering) - University of California, San Francisco and Berkeley, 2002.

WARNER, M. H. Strain in the outer annulus fibrosus and ergonomic implications. 2004. 120 f. Dissertation (Doctor of Philosophy in Mechanical Engineering) - University of Utah, Utah, 2004.

WENGER, K. H. Deformation and stress in the vertebral endplate and outer annulus fibrosus. 1997. 146 f. Dissertation (Doctor of Philosophy in Bioengineering) - University of Utah, Utah, 1997.

WILLIAMS, J. R. Numerical investigation of lumbar disc injury under cyclic loading conditions. 2004. 312 f. Thesis (Doctor of Philosophy in Bioengineering) - University of Illinois, Chicago, 2004.

WISLEDER, D. Spine mechanical response to static axial compression load: an mri study in vivo. 1999. 184 f. Thesis (Doctor of Philosophy in Kinesiology) - Pennsylvania State University, Harrisburg, 1999.

YINGLING, V. R.; CALLAGHAN, J. P.; MCGILL, S. M. Dynamic loading affects the mechanical properties and failure site of porcine spines. *Clinical Biomechanics*, London, v. 12, n. 5, p. 301-305, july 1997.

APÊNDICE A – Exemplo de gráfico obtido pela máquina universal de ensaios modelo MEM-10.000 (Emic, Itaquaquetuba, Brasil)



Figura 51 – Gráfico fornecido pela máquina de ensaio universal.

APÊNDICE B – Dados referentes ao experimento descrito no item 3.1.

Tabela 11 – Médias obtidas dos cinco discos testados.

Deformação [mm]	Deformação específica	Tensão [MPa]
0	0	0
0,254625	0,031201033	0,066483105
0,453396	0,056151062	0,13296621
0,548144	0,067496827	0,199449315
0,646063	0,079206383	0,26593242
0,740456	0,090524318	0,332415525
0,817658	0,099801179	0,39889863
0,881699	0,107466508	0,465381736
0,946186	0,115191242	0,531864841
1,016642	0,123452451	0,598347946
1,07983	0,131015093	0,664831051
1,184991	0,143493517	0,797797261
1,351197	0,163057212	1,063729681
1,526284	0,183829225	1,329662102
1,66059	0,199835029	1,595594522
1,768847	0,213129206	1,861526942
1,916581	0,230723196	2,127459362
2,049	0,246481464	2,393391783
2,17802	0,261550911	2,659324203
2,339079	0,280949402	2,925256623
2,431152	0,291821634	3,191189044
2,545066	0,305419043	3,457121464
2,673887	0,320508234	3,723053884
2,804557	0,335989137	3,988986305

Tabela 11 – Médias obtidas dos cinco discos testados (continuação)

2,934346	0,351253055	4,254918725
3,058039	0,365845287	4,520851145
3,184368	0,380824751	4,786783566
3,319967	0,396822357	5,052715986
3,474577	0,415047284	5,318648406
3,629348	0,433189416	5,584580826
3,814271	0,454910467	5,850513247

Tabela 12 – Desvios padrão obtidos dos cinco discos testados.

Deformação [mm]	Deformação específica	Tensão [MPa]
0	0	0
0,132663595	0,017131832	0,008254602
0,256023878	0,035633255	0,016509204
0,261846001	0,037086553	0,024763807
0,261477611	0,037936117	0,033018409
0,275770294	0,040593762	0,041273011
0,281073687	0,041706547	0,049527613
0,283277484	0,04263803	0,057782216
0,294801526	0,044157608	0,066036818
0,272883557	0,0422283	0,07429142
0,27651891	0,043045187	0,082546022
0,284189304	0,044892564	0,099055227
0,252700151	0,041774748	0,132073636
0,253008536	0,04226208	0,165092045
0,243800593	0,042218233	0,198110454
0,244683558	0,044990327	0,231128862

Tabela 12 – Desvios padrão obtidos dos cinco discos testados (continuação).

0,219249566	0,043819617	0,264147271
0,197253051	0,04253	0,29716568
0,197658298	0,040794033	0,330184089
0,260327772	0,048228879	0,363202498
0,269547945	0,048372686	0,396220907
0,253703341	0,047405045	0,429239316
0,247570792	0,044760001	0,462257725
0,238828903	0,043250137	0,495276134
0,235823736	0,04066273	0,528294543
0,220066827	0,037409658	0,561312952
0,224535118	0,036682417	0,594331361
0,229331002	0,034623899	0,627349769
0,239458934	0,032001646	0,660368178
0,277307219	0,030483195	0,693386587
0,331721825	0,031228055	0,726404996

APÊNDICE C – Dados referentes ao experimento descrito no item 3.2.

Tabela 13 – Dados obtidos dos oito discos testados.

Média		dp	
Deformação [mm]	Carga [kg]	Deformação	Carga
0,333328	0,570865	0,145308	0,010289
0,584611	6,778052	0,177901	0,553768
0,735582	14,085689	0,152576	0,719679
0,846457	21,975571	0,146316	0,503262
0,960094	29,553315	0,175275	0,589469
1,083709	37,425586	0,233336	0,212365
1,233400	45,115308	0,274644	0,189843
1,179520	37,576393	0,263421	0,083177
1,112667	29,935716	0,270699	0,290867
1,064685	22,237289	0,285523	0,044805
0,992373	14,657428	0,294854	0,040893
0,900735	7,253712	0,289271	0,074599
0,683176	0,859341	0,241772	0,741360

Tabela 14 – Dados complementares obtidos dos oito discos testados.

Média Total		Desvio Padrão	
Deformação específica	Tensão [MPa]	Deformação. específica	Tensão [MPa]
0,033015	0,008506	0,014266	0,000560
0,058764	0,100493	0,020205	0,013232
0,073622	0,209509	0,018964	0,022088
0,084400	0,327665	0,017253	0,025722

Tabela 14 – Dados complementares obtidos dos oito discos testados (continuação).

0,095345	0,444568	0,017700	0,027426
0,106991	0,559270	0,018809	0,040989
0,121172	0,673726	0,019289	0,047441
0,116255	0,561259	0,020581	0,039464
0,110198	0,446099	0,024864	0,031655
0,105573	0,332066	0,026986	0,023427
0,098585	0,218832	0,028856	0,015239
0,089491	0,108222	0,028632	0,007726
0,067309	0,008889	0,021968	0,000636

APÊNDICE D – Dados referentes ao experimento descrito no item 3.3.

Tabela 15 – Tabela dos dados obtidos nos dez segmentos testados com a base plana.

Deslocamento angular [graus]	Média deformação	
	[mm]	dp
0	0	0
5	0,33	0,297
10	0,73	0,458
15	1,24	0,5
20	1,54	0,47
25	1,84	0,482
30	2,02	0,478
35	2,26	0,463
40	2,5	0,38
45	2,66	0,287
40	2,28	0,389
35	2,02	0,419
30	1,72	0,514
25	1,38	0,491
20	0,95	0,458
15	0,48	0,345
10	0,08	0,163
5	-0,10	0,181
0	-0,13	0,182
-5	-0,46	0,294
-10	-0,55	0,27
-15	-0,55	0,26
-10	-0,03	0,219

Tabela 15 – Tabela dos dados obtidos nos dez segmentos testados com a base plana (continuação).

-5	0,01	0,13
0	0,02	0,112

Tabela 16 – Tabela dos dados obtidos nos dez segmentos testados com a base inclinada.

Deslocamento angular [graus]	Média deformação	
	[mm]	dp
0	-0,68	0,228
5	-0,26	0,089
10	0,34	0,114
15	1,27	0,425
20	1,68	0,561
25	2,04	0,681
30	2,17	0,725
35	2,47	0,825
40	2,79	0,932
45	2,84	0,948
40	2,11	0,705
35	1,59	0,532
30	1,03	0,345
25	0,58	0,193
20	-0,15	0,052
15	-0,53	0,179
10	-0,82	0,275
5	-1,0	0,335

Tabela 16 – Tabela dos dados obtidos nos dez segmentos testados com a base inclinada (continuação).

0	-0,97	0,325
-5	-1,47	0,492
-10	-1,64	0,548
-15	-1,66	0,553
-10	-0,84	0,27
-5	-0,6	0,21
0	-0,6	0,18

Tabela 17 – Tabela comparativa da pressão intradiscal em relação ao deslocamento angular.

Deslocamento angular [graus]	Pressão intradiscal sem inclinação [MPa]	Pressão intradiscal com inclinação de 10° [MPa]
0	0,35224	0,30363
5	0,37606	0,33325
10	0,40466	0,37654
15	0,44048	0,44272
20	0,46216	0,47182
25	0,4831	0,49737
30	0,49625	0,50659
35	0,51269	0,52788
40	0,52974	0,55077
45	0,54105	0,55414
40	0,51471	0,50251
35	0,4963	0,46561
30	0,47448	0,42587
25	0,45027	0,3934

Tabela 17 – Tabela comparativa da pressão intradiscal em relação ao deslocamento angular (continuação).

20	0,41973	0,34106
15	0,38687	0,31409
10	0,35842	0,29369
5	0,34479	0,28074
0	0,34246	0,28304
-5	0,31929	0,24738
-10	0,31313	0,2355
-15	0,31305	0,23443
-10	0,34952	0,29245
-5	0,35302	0,3093
0	0,35418	0,30948

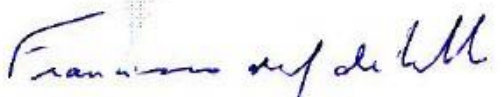
ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética na Experimentação Animal.



CERTIFICADO

Certificamos que o Protocolo nº 02/05-CEEA, sobre "*Medida "In vitro" da pressão intradiscal durante o movimento de flexoextensão da coluna lombar*", sob a responsabilidade do Prof. **Dr. JOSÉ ELIAS TOMAZINI**, está de acordo com os Princípios Éticos na Experimentação Animal adotado pelo Colégio Brasileiro de Experimentação Animal (COBEA) e foi aprovado pela *COMISSÃO DE ÉTICA NA EXPERIMENTAÇÃO ANIMAL* (CEEA), em reunião de 16/03/2005.

Botucatu, 16 de março de 2005.


Prof.Dr. Francisco de Assis Ganezo de Mello
 Presidente - CEEA


Nádia Jovêncio Cotrim
 Secretária - CEEA

Figura 52 – Parecer do Comitê de Ética na Experimentação Animal da UNESP/Botucatu.