

UNESP
FACULDADE DE ENGENHARIA DO CAMPUS DE GUARATINGUETÁ

PROJETO E CONSTRUÇÃO DE UM DISPOSITIVO PARA
TESTES EM COLUNA VERTEBRAL

GUARATINGUETÁ – SP

2014

ALVARO HENRIQUE PEREIRA

**PROJETO E CONSTRUÇÃO DE UM DISPOSITIVO PARA
TESTES EM COLUNA VERTEBRAL**

Tese apresentada ao Departamento de
Mecânica da Faculdade de Engenharia de
Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista,
como parte dos requisitos para obtenção do
título de Doutor em Engenharia Mecânica

Orientador: Prof. Dr. José Elias Tomazini

P436p	Pereira, Alvaro Henrique Projeto e construção de um dispositivo para testes em coluna vertebral / Alvaro Henrique Pereira - Guaratinguetá, 2014 88 f. : il. Bibliografia: f. 73-74 Tese (doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2014. Orientador: Prof. Dr. José Elias Tomazini 1. Biomecânica 2. Disco intervertebral 3. Coluna vertebral I. Título CDU 612.766(043)
-------	---

ALVARO HENRIQUE PEREIRA

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

PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA
ÁREA: PROJETOS

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO


Prof. Dr. Edson Cocchieri Botelho
Coordenador

BANCA EXAMINADORA:


Prof. Dr. JOSÉ ELIAS TOMAZINI
Orientador / UNESP-FEG


Prof. Dr. MARCELO SAMPAIO MARTINS
UNESP-FEG


Prof. Dr. JOSÉ GERALDO TRANI BRANDÃO
UNESP-FEG


Prof. Dr. EVERALDO DE BARROS
DCTA/IAE


Prof. Dr. PAULO JOSÉ OLIVEIRA CORTEZ
FMIT

Setembro de 2014

DADOS CURRICULARES

ALVARO HENRIQUE PEREIRA

NASCIMENTO	03.06.1956 – RIO DE JANEIRO / RJ
FILIAÇÃO	Alvacy Caiado Pereira Zulma Henrique de Faria Pereira
1974/1978	Curso de Graduação Engenharia Mecânica - Universidade Federal do Rio de Janeiro
2000/2002	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível de Mestrado, na Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá da Universidade Estadual Paulista.
2010/2014	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível de Doutorado, na Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá da Universidade Estadual Paulista.

Dedico este trabalho à: minha esposa Elizabeth, minha filha Fabiana, a memória de meu pai Alvacy, a minha mãe Zulma, meus irmãos Antônio Carlos e Olympio e aos amigos e familiares pelo constante apoio.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, *Prof. Dr. José Elias Tomazini* pela sua orientação, dedicação e conhecimento.

Aos funcionários do Campus e do Departamento de Mecânica: Eliane, Gabriel, Lúcia, Miguel, Rizatto, Salete, Urbano e Walter que me ajudaram muito na fabricação do dispositivo, na realização dos testes e pela cordialidade.

Aos professores Brandão, Mauro Hugo, Fenando, Victor, Tamotsu Hirata e a todos os professores do Departamento pelos conhecimentos transmitidos e por todas as informações passadas.

Agradeço a Instituição por me proporcionar realizar um curso desse nível.

PEREIRA, A. H. **Projeto e construção de um dispositivo para testes em coluna vertebral.** 2014. 88 f. Tese para Doutorado em Engenharia Mecânica – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2014.

RESUMO

A degenerescência em função da idade, de posturas e de movimentos não ergonômicos acarreta perdas das funções mecânicas e patologias nas colunas, principalmente nos discos intervertebrais. Ultimamente têm sido desenvolvidos muitos modelos matemáticos e feitas muitas experiências para avaliação desses discos. Neste trabalho foi desenvolvido e fabricado um dispositivo para testar partes de coluna vertebral objetivando obter dados de características mecânicas dos discos intervertebrais, fornecendo informações para desenvolvimento de próteses. Concomitantemente foi desenvolvido um programa matemático para tratamento dos dados dos sensores do dispositivo em informações cinemáticas, além do desenvolvimento de um programa de simulação para comparação com os dados dos testes. O modelo matemático para simulação baseou-se no corpo de teste utilizado nos testes e os dados experimentais foram compatíveis com os resultados obtidos na simulação.

PALAVRAS-CHAVE: disco intervertebral, biomecânica, dispositivo de teste, coluna vertebral

PEREIRA, A. H. **Project and construction of device for tests in spine.** 2014. 88 f. Thesis for doctoral degree in Mechanical Engineering – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2014.

ABSTRACT

The degeneration in function of age, postures and movements not ergonomic causes loss of mechanical functions and pathologies in spinal column, mainly in intervertebral discs. Lately it has been developed many mathematical models and made many experiments for evaluation of these discs. In this work it was developed and manufactured a device to test parts of the spinal column aiming to obtain data of mechanical characteristics of intervertebral discs, providing information for the development of prosthesis. At the same time it was developed a program to turn the data of the sensors of the device into kinematical information, besides the development of a program of simulation for comparison with the data of the tests. The mathematical model for simulation was based on a body of test used in the tests and the experimental data were compatible with the results obtained in the simulation.

KEY WORDS: intervertebral disc, biomechanics, device of test, spine

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Modelo de um disco intervertebral - af (ânulo fibroso) e np (núcleo pulposos).....	14
Figura 2 – Utilização de sensor de pressão tipo agulha “in vivo”: (a) sensor; (b) imagem do sensor introduzido no disco; (c) voluntário durante os testes.....	15
Figura 3 – Modelagem por elementos finitos – disco intervertebral	16
Figura 4 – Dispositivo para aplicação de força cortante e força de compressão: (a) vista geral; (b) mesa; (c) diagrama de esforços.....	17
Figura 5 – Dispositivo para movimentos simultâneos da coluna	18
Figura 6 – Modelo biomecânico de um corpo humano pelo sistema multicorpo.....	21
Figura 7 – Modelo com elementos finitos	22
Figura 8 – Utilização de sensor de pressão tipo agulha para disco intervertebral: (a) sensor; (b) sensor aplicado no disco	22
Figura 9 – Detalhe esquemático de sensor tipo agulha	23
Figura 10 – Utilização de scanner para medir a deformação das fibras do ânulo – Extensão .	23
Figura 11 – Utilização de scanner para medir a deformação das fibras do ânulo – Flexão	24
Figura 12 – Deformações das fibras do ânulo	24
Figura 13 – Dispositivo de teste - Projeto desenvolvido em 3D	26
Figura 14 – Vista geral do dispositivo; (a) vista geral; (b) Vista do dispositivo	27
Figura 15 – Corpo de teste - Disco de aço/anel de borracha/disco de aço	27
Figura 16 – Montagem do corpo de teste	28
Figura 17 – Fixador inferior solidário ao cavalete e o superior montado na placa móvel	28
Figura 18 – Simulação do peso corporal	29
Figura 19 – Flexão no plano sagital e lateral - Atuador vertical	30
Figura 20 – Rolete/placa móvel.....	30
Figura 21 – Célula de carga – força de flexão.....	31
Figura 22 – Regulagem do braço de alavanca para momento de flexão	32
Figura 23 – Placa móvel e fixador superior rotacionados com a carga de flexão	32
Figura 24 – Sistema de torque longitudinal.....	33
Figura 25 – Detalhes do sistema de torção: (a) parte externa da célula de carga; (b) parte interna do da célula de carga	34
Figura 26 – Detalhe do sistema de monitoração da placa móvel	35
Figura 27 – Detalhe da bucha rotativa e haste.....	36
Figura 28 – Potenciômetros - Sentido positivo dos ângulos	37

Figura 29 – Posição dos pontos P20 a P24 e P30 a P34.....	38
Figura 30 – Placa móvel - Posição inicial sem aplicação de esforços.....	39
Figura 31 – Placa móvel - Posição do ponto P20 na posição n.....	42
Figura 32 – Corpo de teste Corte no plano sagital – Posição inicial e num tempo (t)	43
Figura 33 – Perspectiva - Modelo para Corpo de teste.....	43
Figura 34 – Vista lateral - Modelo para Corpo de teste.....	44
Figura 35 – Esforços atuantes na placa móvel - Vista lateral.....	48
Figura 36 – Esforços atuantes na placa móvel - Vista superior.....	48
Figura 37 – Esforços atuantes no corpo de teste - Vista frontal	49
Figura 38 – Medições dos pontos P20 a P24, P1 e P2	51
Figura 39 – Medições dos pontos P20 a P24- Referencial fixo a placa móvel	51
Figura 40 - Curso do parafuso atuador x torção da vértebra L5 do corpo de teste.....	55
Figura 41 – Modelo tridimensional S1-L5	56
Figura 42 – Desenho em 3D S1-L5	57
Figura 43 – L5/ posicionamento do CG	57
Figura 44 – Modelo sacro/disco/L5.....	58
Figura 45 – Modelo sacro/disco/L5 - Referencial adotado	59
Figura 46 – Discriminação dos conjuntos mola/ amortecedor	60
Figura 47 – Diagrama do modelo para simulação virtual	62
Figura 48 – Diagrama do modelo para teste – Detalhe do atuador 1 do momento de flexão ..	62
Figura 49 – Entrada de dados do atuador 1 – Momento de flexão.....	63
Figura 50 - Parâmetros de simulação no SimMechanics.....	64
Figura 51 - Modelo de simulação sem aplicação de esforços	65
Figura 52 - Modelo de simulação na posição final.....	65
Figura 53 - Dados de força registrados pela célula de carga	66
Figura 54 - Momento aplicado no corpo de teste	66
Figura 55 - Deslocamento do ponto P22 na direção vertical (y)	67
Figura 56 - Deslocamento do ponto P24 na direção vertical (y)	67
Figura 57 - Ângulo de rotação da vértebra: 2,1°	68
Figura 58 - Ângulo de rotação da vértebra: 2,1°	69
Figura 59 - Ângulo de rotação da vértebra: 2,1°	69
Figura 60 - Aplicação de torque de 0,0 a 7,0 N.m - Período de 64 a 72 segundos	70
Figura 61 - Ângulo de torção de 8,5°.....	70

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Matriz “d” parcial - Dados iniciais.....	52
Tabela 2 – Matriz “d” parcial - Ângulos dos potenciômetros, cargas verticais e tempo - Dados relativos à flexão do corpo de teste.....	53

LISTA DE SÍMBOLOS

Δ : Deslocamento dos pontos	[mm]
ρ : [g/cm ³]	Densidade
β : Ângulo de rotação do potenciômetro associado a translação da haste	[°]
φ : Ângulo de rotação do potenciômetro associado a rotação da bucha	[°]
C: Coeficiente de amortecimento linear	[N.s/m]
E_b : Módulo de compressibilidade	[MPa]
F1: Força de compressão atuante no corpo de teste	[N]
F2 a F5: Reações das guias na placa móvel	[N]
G: Módulo de elasticidade transversal	[MPa]
I_{CG} : Tensor de inércia da vértebra matriz 3x3	[g.mm ²]
k: Rigidez de mola	[N/m]
M1: Momento de torção no corpo de teste devido ao sistema de torção	[N.m]
M2: Momento de flexão no corpo de teste devido à placa móvel	[N.m]
M3: Momento de flexão no corpo de teste devido ao fixador inferior	[N.m]

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
1.1 DESCRIÇÃO	13
1.2 OBJETIVOS.....	18
1.3 CONTRIBUIÇÕES	18
1.4 ESTRUTURA DA TESE	19
2 REVISÃO DA LITERATURA	20
2.1 MODELOS MATEMÁTICOS	20
2.2 DISPOSITIVOS DE TESTES.....	22
3 METODOLOGIA.....	25
3.1 DISPOSITIVO DE TESTES	25
3.1.1 Diretrizes para concepção do dispositivo	25
3.1.2 Funcionamento do dispositivo	26
3.1.2.1 Montagem do corpo de teste.....	27
3.1.2.2 Montagem de carga para simulação de peso corporal	29
3.1.2.3 Flexão no plano sagital e lateral	29
3.1.2.3.1 Aplicação da carga	29
3.1.2.3.2 Braço de alavanca.....	31
3.1.2.4 Torção da coluna em torno do eixo longitudinal.....	33
3.1.2.5 Sensores de posicionamento da placa móvel.....	35
3.1.3 Calibrações dos instrumentos.....	36
3.1.3.1 Célula de carga de torção.....	36
3.1.3.2 Potenciômetros	37
3.2 EQUAÇÕES DOS MOVIMENTOS.....	37
3.2.1 Posições iniciais das placas fixa e móvel	38
3.2.2 Corpo de teste com esforços aplicados.....	41
3.2.3 Rotação e translação da vértebra L5	42
3.2.4 Posições dos pontos P20 a P24	43
3.2.4.1 Referencial móvel ligado a placa móvel.....	44
3.2.4.2 Distâncias entre os pontos P21 a P24 em relação aos pontos P31 a P34	45
3.2.4.3 Velocidades dos pontos P21 a P24.....	45

3.3 PROGRAMA MATEMÁTICO	46
3.4 ESFORÇOS APLICADOS	47
3.5 REALIZAÇÃO DOS TESTES E DADOS OBTIDOS	50
3.5.1 Procedimentos e medidas iniciais.....	50
3.5.2 Testes	52
3.5.3 Aquisição de dados para flexão	52
3.5.4 Aquisição de dados para torção	54
3.6 MODELAGEM MATEMÁTICA.....	55
3.6.1 Concepção de modelo similar a coluna vertebral para testes “in vitro”	55
3.6.1.1 Geometria dos componentes.....	56
3.6.1.2 Modelo matemático de modelo similar à coluna vertebral.....	58
3.6.2 Concepção de modelo para realização dos testes.....	59
3.6.3 Programa de simulação.....	60
3.6.4 Simulação	63
3.6.4.1 Dados do anel de borracha (disco intervertebral).....	63
3.6.4.2 Constante de rigidez das molas 1 a 4.....	63
3.6.4.3 Constante de rigidez da mola 5.....	63
3.6.4.4 Constante de rigidez das molas 6 e 7.....	64
3.6.4.5 Parâmetros do programa de simulação.....	64
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES	66
5 CONCLUSÕES.....	72
REFERÊNCIAS	73
APÊNDICE A – Programa para 41 posições	75
APÊNDICE B – Cálculos de rigidez elástica do corpo de teste.....	83

1 INTRODUÇÃO

1.1 DESCRIÇÃO

Na biomecânica busca-se, apesar de toda a complexidade do corpo humano, desenvolver modelos matemáticos que forneçam dados compatíveis aos elementos analisados. A consolidação dos modelos matemáticos permite a utilização dos mesmos para desenvolvimentos de órteses e próteses que apresentem comportamentos mais próximos possíveis dos elementos naturais aos quais substituirão. A busca de modelos matemáticos para discos intervertebrais da coluna vertebral com o intuito de obtenção de dados mecânicos que forneçam informações para o desenvolvimento e manufatura de próteses para esses discos, tem sido objetivo para muitos pesquisadores.

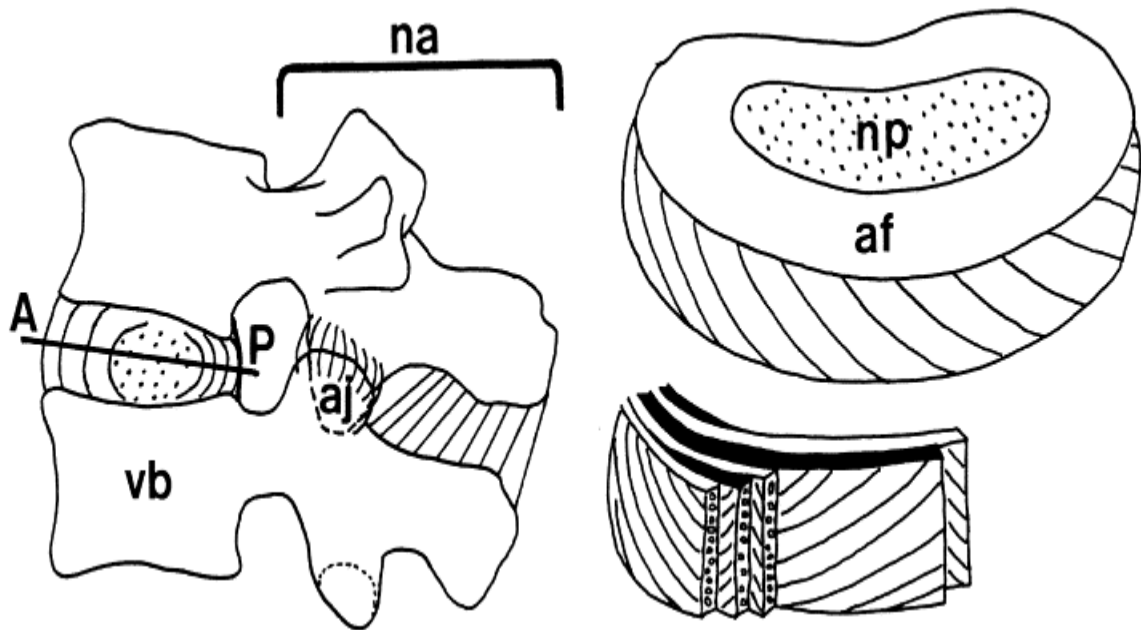
A coluna vertebral é um sistema multicorpo constituído por 33 vértebras separadas por discos intervertebrais, diversos ligamentos, músculos e articulações. Além de proteção da medula espinhal proporciona ao tronco movimentos concomitantes nos planos sagital, frontal e transversal (HALL, 2009). Pela complexidade da coluna vertebral, as pesquisas de uma forma geral são realizadas em partes dessa coluna (CRIPTON et al., 2001).

Os discos intervertebrais são constituídos basicamente de dois componentes principais conforme é mostrado na Figura 1. A parte mais interna é formada por um material mais cartilaginoso do que fibroso, denominada de núcleo pulposo e a parte que envolve esse núcleo, denominada ânulo, é formada por diversas camadas lamelares preponderantemente fibrosas (HALL, 2009).

A degenerescência em função da idade, de posturas e de movimentos não ergonômicos acarreta perdas das funções mecânicas dos discos provocando danos aos mesmos, uma dessas patologias são as herniações com as extrusões dos núcleos pulposos (HALL, 2009).

No estudo mecânico do disco intervertebral o objetivo é a criação de um modelo formado por molas e amortecedores (lineares e rotacionais) que apresentem valores de parâmetros (rigidez e amortecimento) compatíveis com o mesmo. Nos movimentos da coluna, as interfaces entre duas vértebras adjacentes se dão através de diversos ligamentos e do disco intervertebral, necessitando, portanto, de estudo para cada movimento e posição dos esforços (momentos e forças) absorvidos pelos ligamentos e dos absorvidos pelo disco, para isso realizam-se testes “in vitro” com e sem os ligamentos.

Figura 1 - Modelo de um disco intervertebral - af (ânulo fibroso) e np (núcleo pulposo)

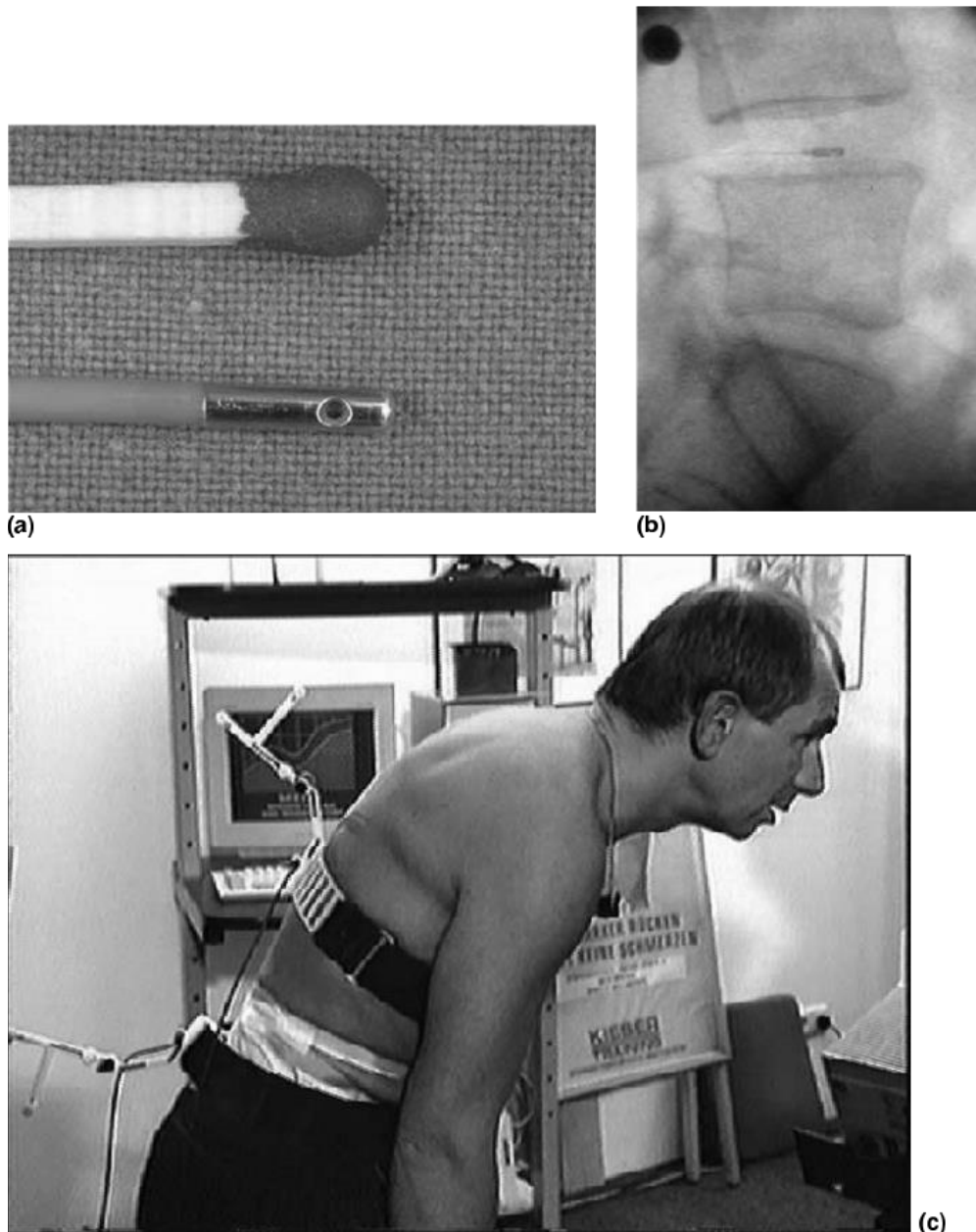


Fonte: (DOLAN e ADAMS, 2001)

Wilke et al. (2001) realizaram testes “in vivo” para se medir a pressão intradiscal em atividades de vida diária, como sentar, inclinar para frente, suspender uma carga com e sem flexão de joelho, etc. Para tanto, foi introduzido um transdutor de pressão do tipo agulha no núcleo pulposo do disco intervertebral entre as vértebras L4-L5 de um voluntário conforme mostrado na Figura 2. No entanto testes deste tipo são difíceis de executar, pois é necessária uma intervenção cirúrgica para introdução e outra para a retirada da agulha, além dos naturais riscos dos procedimentos invasivos, junte-se a isso a difícil disponibilidade de voluntários. Desta forma, a maioria dos experimentos é realizada “in vitro”, utilizando dispositivos mecânicos ou eletromecânicos para simular movimentos de flexão, extensão, flexão lateral, torção, etc. Normalmente são utilizadas colunas de animais, por exemplo, suínos, para a realização dos testes (LEMOS, 2011). Muitas pesquisas também utilizam colunas de cadáveres.

Em pesquisa de Holm et al. (2007), testes foram realizados em dezessete suínos “in vivo”. Foram produzidos ferimentos no núcleo pulposo de oito animais e na placa terminal cartilaginosa nos outros nove animais nos discos L3-L4. Posteriormente medições das pressões nos núcleos pulposos foram realizadas para avaliar o impacto na pressão no núcleo pulposo do disco com degeneração e no disco adjacente L2-L3 (sem danos), as medições foram realizadas com introdução de sensores de pressão tipo agulha nesses dois discos adjacentes.

Figura 2 – Utilização de sensor de pressão tipo agulha “in vivo”: (a) sensor; (b) imagem do sensor introduzido no disco; (c) voluntário durante os testes

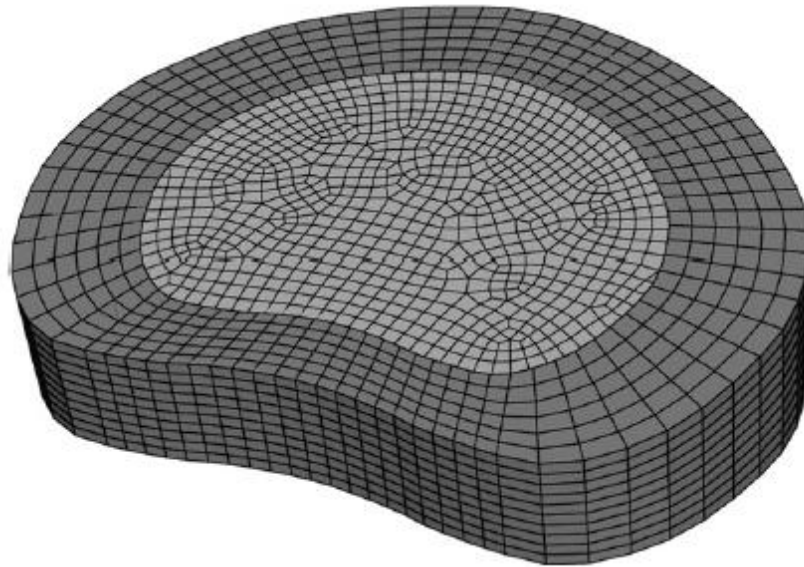


Fonte: Adaptado de (WILKE, 2001)

Tomazini (2009) utilizou um modelamento baseado no método de Kane para determinar as pressões intradiscasais no disco L4-L5 e os esforços reativos nas articulações na parte da coluna lombar entre o sacro e L4 conforme mostrado na Figura 6.

Strange et al. (2010) utilizaram modelos pelo método de elementos finitos para o disco L4-L5 para avaliar os efeitos mecânicos na implantação de elastômero para substituição parcial do ânulo, em função de ocorrência de herniações. Nas simulações computacionais os discos foram submetidos a cargas axiais. Esse modelo está mostrado na Figura 3.

Figura 3 – Modelagem por elementos finitos – disco intervertebral



Fonte: (STRANGE, 2010)

Os dados obtidos com os modelos fornecem subsídios para manufatura de próteses e os testes a serem realizados para atender as normas vigentes. No caso específico de testes estáticos e dinâmicos para homologação do disco, deve-se atender a norma (MATERIALS, 2011).

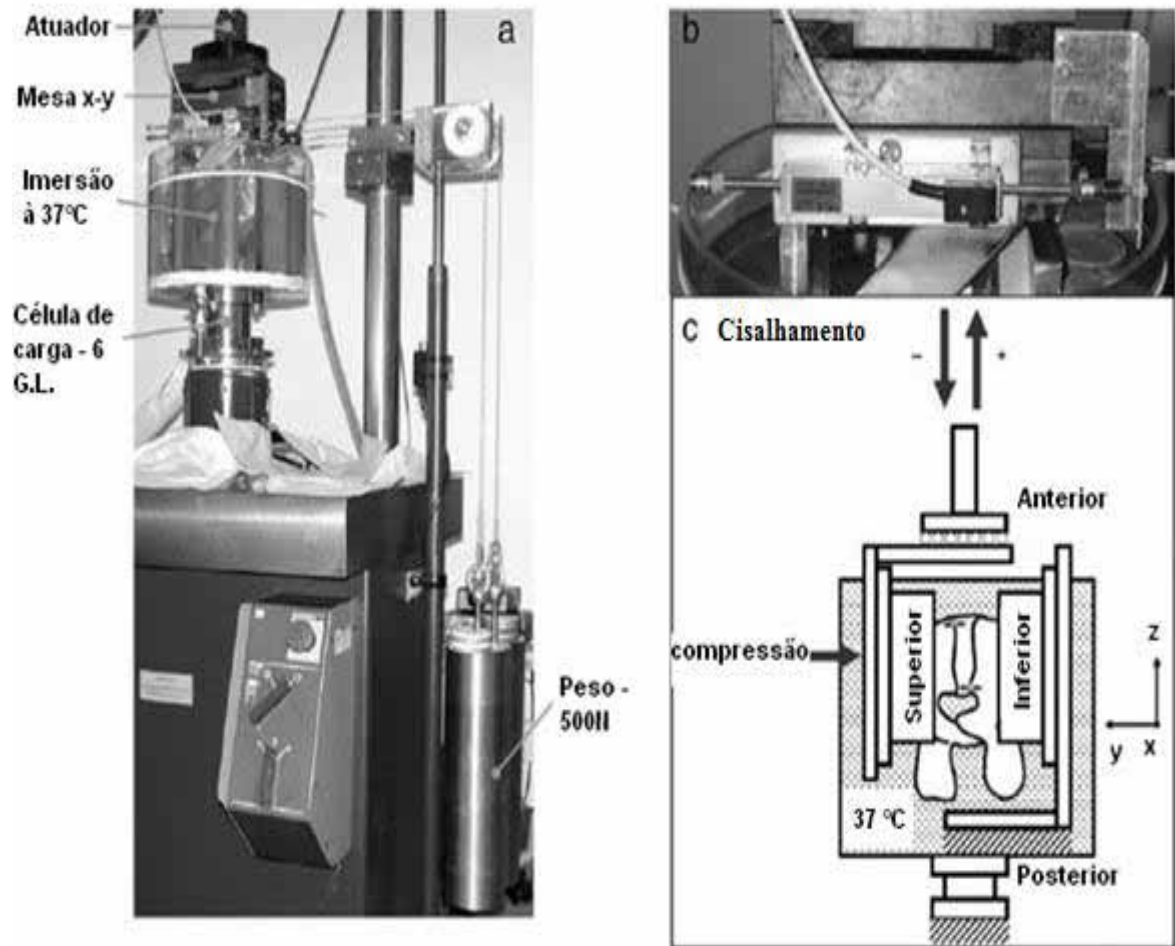
Em função de cada tipo de teste são desenvolvidos dispositivos para simular os esforços atuantes, tais como: flexão/extensão (plano sagital), flexão lateral, rotação em torno do eixo longitudinal e o peso próprio da parte superior do corpo, simulando as cargas atuantes.

Skrzypiec et al. (2012) utilizaram um dispositivo, mostrado na Figura 4, para induzir uma força cortante entre L2 e L3 no plano sagital, além de uma força compressiva simulando o peso próprio, nesse caso apenas um par de vértebras juntamente com o disco intervertebral é testado.

Crisco, Fujita e Spenciner (2007) desenvolveram um dispositivo, conforme mostrado na Figura 4, para provocar momento de flexão e extensão e uma força compressiva devido ao peso próprio, o dispositivo não provoca torção nem a flexão lateral.

Zhu et al. (2012) desenvolveram um equipamento para simulação de diversos movimentos simultâneos da coluna. Nesse dispositivo os diversos atuadores são montados em diversas estruturas de suportação, ou seja, não são montados num sistema monobloco, o que a princípio podem requerer muitos ajustes para as interfaces entre esses atuadores. Esse dispositivo está mostrado na Figura 5.

Figura 4 – Dispositivo para aplicação de força cortante e força de compressão: (a) vista geral; (b) mesa; (c) diagrama de esforços.



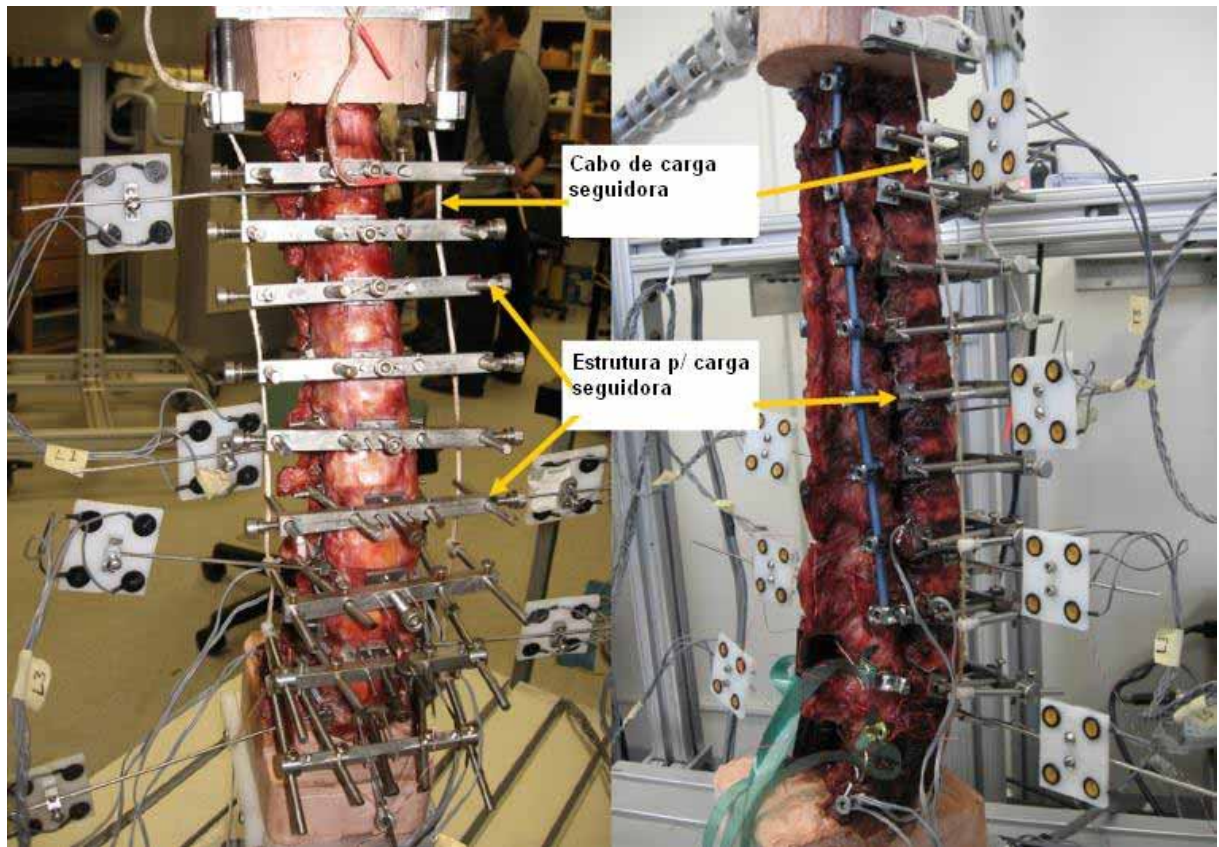
Fonte: Adaptado de (SKRZYPÍEC, 2012)

Cripton et al. (2001) desenvolveram um dispositivo para provocar momento de torção em torno do eixo longitudinal da coluna para estudo do segmento da coluna cervical C2-C3.

Ahn e Diangelo (2007) desenvolveram um dispositivo para aplicar flexão e cargas compressivas para testes na coluna cervical.

A razão da construção de um dispositivo de testes e o desenvolvimento de um modelo matemático para comparar com os dados experimentais das partes das colunas testadas, é para possibilitar a consolidação dos parâmetros mecânicos de rigidez elástica e de amortecimento viscoso dos discos intervertebrais testados.

Figura 5 – Dispositivo para movimentos simultâneos da coluna



Fonte: Adaptado de (ZHU, 2012)

1.2 OBJETIVOS

Este trabalho tem como objetivos:

Desenvolver, projetar e construir um dispositivo para realização de testes de flexão, torção e compressão em colunas ou partes de colunas vertebrais.

Desenvolver um modelo matemático para avaliação do comportamento do disco intervertebral entre vértebras (S1-L5, L5-L4, L4-L3, até C2-C1) para consolidação de parâmetros mecânicos de efeito de mola e de amortecimento do disco, objetivando subsídios para manufatura de próteses.

1.3 CONTRIBUIÇÕES

Além de contribuir para realizações de testes em partes da coluna vertebral (unidade funcional: vértebra-disco-vértebra), trata-se de um dispositivo inédito.

1.4 ESTRUTURA DA TESE

No capítulo 1 é apresentada a descrição do problema analisado, trabalhos correlatos, os objetivos a serem alcançados e a estrutura do trabalho.

No capítulo 2 é apresentada uma revisão da literatura onde são apresentados alguns trabalhos que desenvolveram e utilizaram modelagens matemáticas e trabalhos com utilização de dispositivos de testes.

No capítulo 3 é descrita a metodologia utilizada, o funcionamento e as características do dispositivo utilizado, os movimentos a serem realizados nos testes e as medições a serem obtidas e a concepção do modelo matemático considerado.

No capítulo 4 são apresentados os resultados dos testes com um modelo de um conjunto vértebra/disco/vértebra e os valores de rigidez e de amortecimento do modelo compatíveis com os resultados obtidos.

No capítulo 5 é apresentada a conclusão do trabalho e a sua relevância.

2 REVISÃO DA LITERATURA

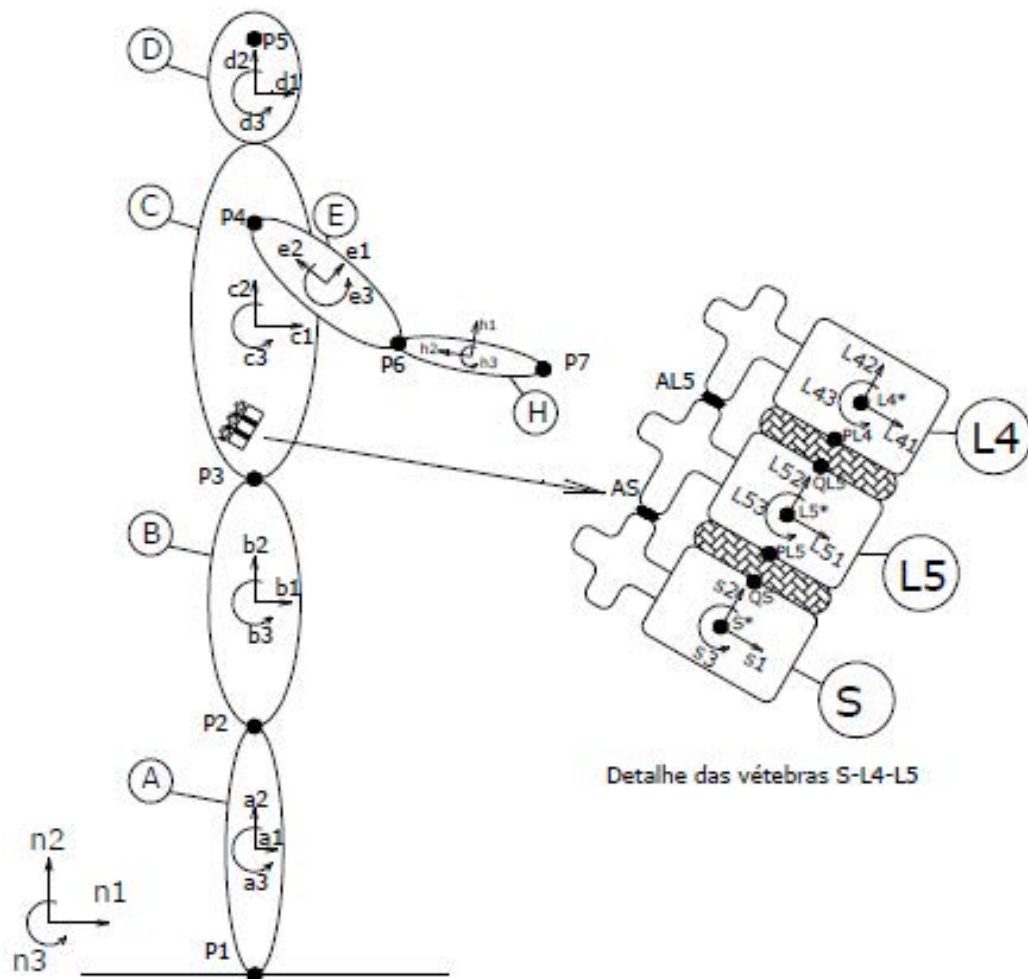
Alguns resumos de trabalhos utilizados para estudo biomecânico de partes da coluna lombar que analisam os discos intervertebrais, com modelagem matemática e dispositivos para testes e monitoração, são comentados nesse capítulo.

2.1 MODELOS MATEMÁTICOS

Lemos (2011) analisou a influência da desidratação no coeficiente de amortecimento viscoso e como esta variação pode alterar o comportamento mecânico do disco intervertebral lombar. Nesse estudo o coeficiente de amortecimento viscoso foi obtido experimentalmente de unidades funcionais de colunas lombares suínas antes e após o processo de desidratação das mesmas, e também simulado em modelo computacional a resposta harmônica, utilizando-se dados da literatura e do coeficiente de amortecimento viscoso, analisando as diferenças entre uma simulação com o disco intervertebral hidratado e desidratado. A conclusão do estudo mostra que os discos intervertebrais desidratados respondem de forma diferente à vibração, o que pode contribuir para os processos lesivos da coluna vertebral.

Tomazini (2009) realizou um trabalho, onde objetivou aplicar um formalismo multicorpo, mais precisamente, o método de Kane a um modelo do corpo humano conforme mostrado na Figura 6. A finalidade foi determinar a pressão intradiscal entre as vértebras L4/L5 da coluna lombar, em algumas atividades normais de vida diária, como: sentar, abaixar, pegar e elevar cargas, realizar movimentos de flexão e extensão. Tomazini (2009) determinou também os esforços internos nas diversas articulações deste modelo. Inicialmente, foi proposto um modelo do corpo humano e o método de Kane foi aplicado para se obter as equações do movimento. Para resolvê-las, foi necessário realizar a filmagem de um sujeito realizando as atividades citadas, a fim de se obter as equações das trajetórias dos diversos segmentos do corpo humano. Foi obtida também, de forma analítica uma expressão da pressão intradiscal em função do deslocamento axial do disco intervertebral, a qual era função do movimento de flexão e extensão da coluna. Após a simulação, os parâmetros desejados foram obtidos e comparados com valores experimentais citados na literatura.

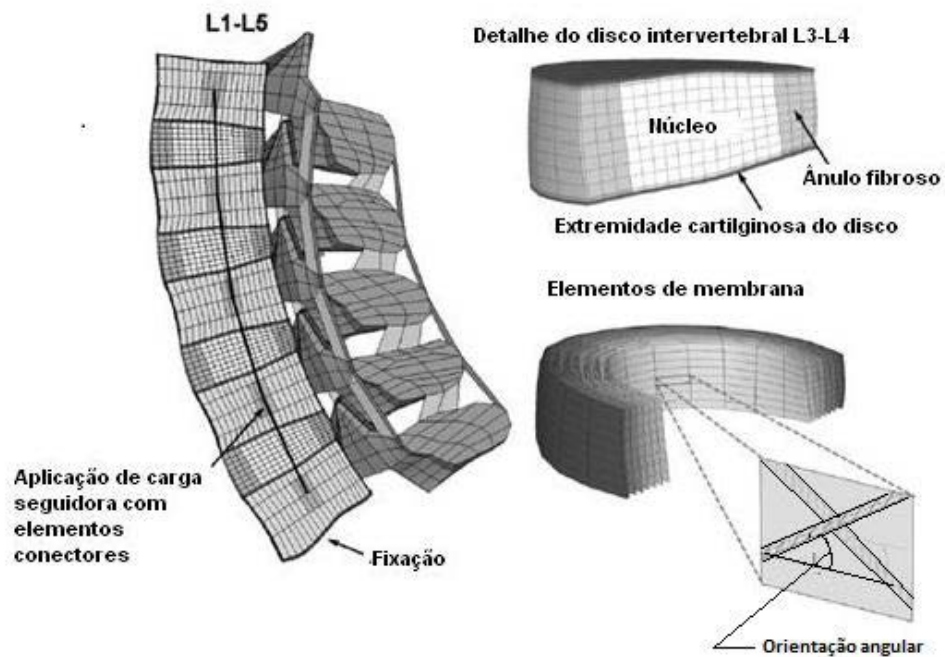
Figura 6 – Modelo biomecânico de um corpo humano pelo sistema multicorpo



Fonte: (TOMAZINI, 2009)

Schmidt et al. (2010) desenvolveu um modelo matemático utilizando o método de elementos finitos, no qual considerou o ânulo como um material isotrópico com coeficiente elástico linear e para o núcleo pulposo um elemento poro elástico no qual representa seu comportamento por uma equação de energia não linear. O objetivo do estudo foi avaliar o disco intervertebral em trabalhos diários durante uma simulação de 2 dias com carga de 350 N em repouso de 8 horas, e durante as 16 horas uma carga também compressiva variando de 1000 a 1600 N. Os resultados obtidos com simulação em relação: aos deslocamentos; a perda de água e a pressão intradiscal, se aproximaram dos testes realizados “in vitro” e “in vivo”. Os modelamentos dos elementos da coluna lombar estão representados na Figura 7.

Figura 7 – Modelo com elementos finitos

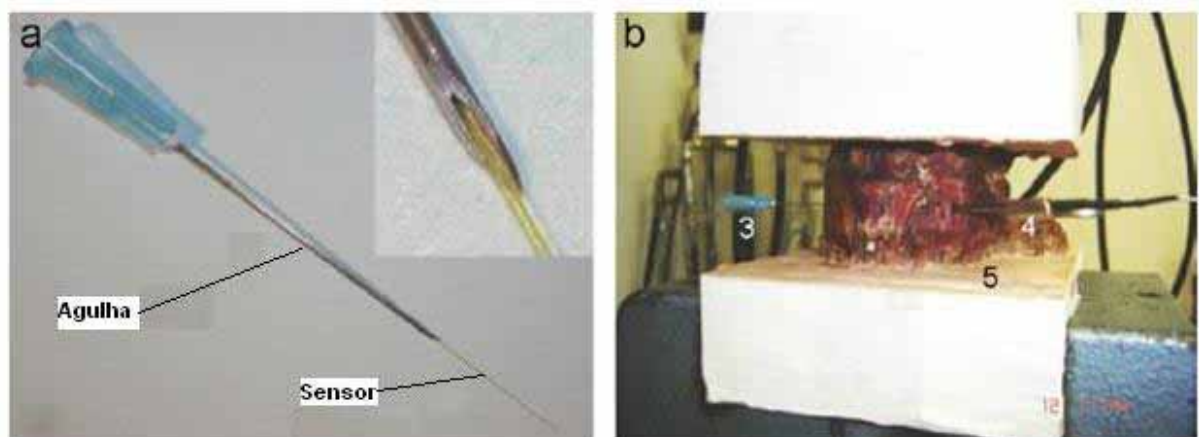


Fonte: Adaptado de (SCHMIDT, 2010)

2.2 DISPOSITIVOS DE TESTES

Dennison et al. (2008) realizaram um trabalho para medição de pressão intradiscal em cadáveres no qual foram utilizados sensores tipo agulha, conforme mostrado nas Figuras 8 e 9.

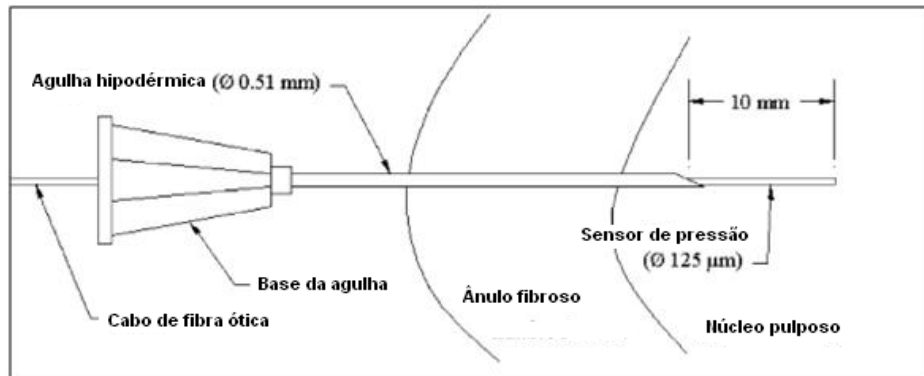
Figura 8 – Utilização de sensor de pressão tipo agulha para disco intervertebral: (a) sensor; (b) sensor aplicado no disco



Fonte: Adaptado de (DENNISON et al., 2008)

Os valores medidos são similares aos obtidos em estudos anteriores, conforme literatura descrita no estudo, o que consolida esse tipo de medição “in vivo” ou “in vitro”.

Figura 9 – Detalhe esquemático de sensor tipo agulha



Fonte: Adaptado de (DENNISON et al., 2008)

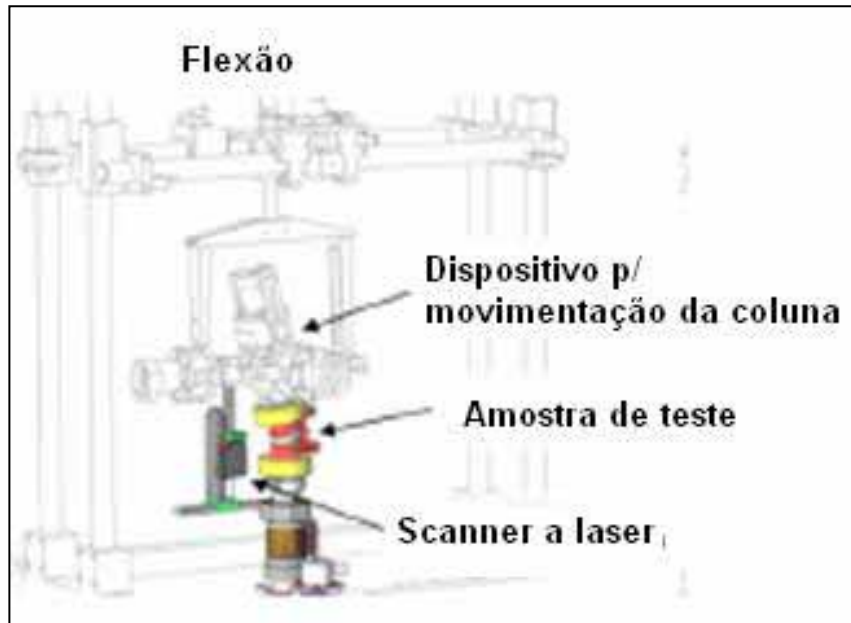
Wilke et al. (2008) utilizaram um dispositivo para teste de coluna para aplicação de esforços simultâneos (flexão, extensão, flexão lateral, rotação axial e compressão), sendo acoplado ao mesmo um sistema para captura de imagens a base de laser, conforme mostrado nas Figura 10 e 11. Observação deve ser feita em relação ao feixe de laser aplicado ao conjunto L2-disco-L3 mostrado no destaque da Figura 10.

Figura 10 – Utilização de scanner para medir a deformação das fibras do ânulo – Extensão



Fonte: Adaptado de (WILKE et al., 2008)

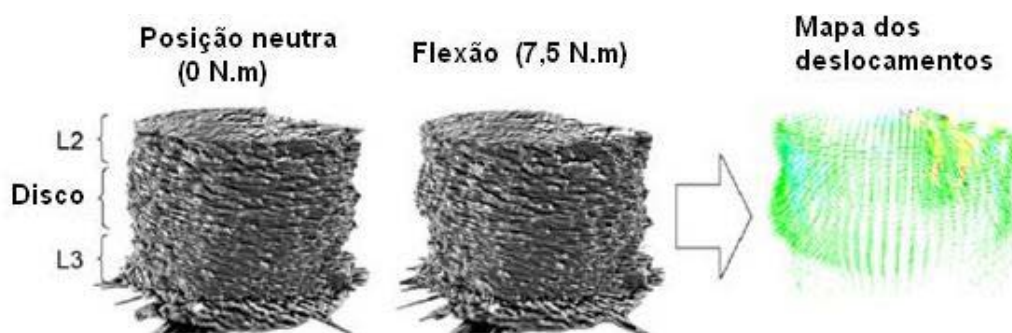
Figura 11 – Utilização de scanner para medir a deformação das fibras do ânulo – Flexão



Fonte: Adaptado de (WILKE et al., 2008)

Obtiveram com as imagens anteriores aos esforços e as posteriores aos esforços as deformações das fibras do ânulo, por consequência as trações atuantes em cada fibra. Na Figura 12 são mostradas as imagens sem carga, com aplicação de uma flexão com momento de 7,5N.m e uma imagem dos deslocamentos na forma cromática.

Figura 12 – Deformações das fibras do ânulo



Fonte: (WILKE, 2008)

A literatura apresenta diversos trabalhos na área de modelamento, assim como os diversos equipamentos, dispositivos e formas de testes utilizados. Alguns dispositivos de testes foram apresentados no capítulo 1. Pela característica desse trabalho e pelas suas especificidades dos objetivos, pode-se considerar a sua contribuição para a área de biomecânica da coluna vertebral.

3 METODOLOGIA

As etapas para desenvolvimento dessa tese para atingir os objetivos propostos são:

- a) Diretrizes para concepção de um dispositivo de testes, os parâmetros a serem seguidos e os experimentos a serem realizados;
- b) Projeto e fabricação de um dispositivo de testes com a especificação de sensores e atuadores, e a fabricação de um corpo de teste (similar a um conjunto vértebra/disco/vértebra);
- c) Desenvolvimento de um programa matemático para transformar os sinais dos sensores de posicionamento em valores cinemáticos para os componentes móveis do dispositivo de testes;
- d) Avaliação dos esforços envolvidos nos testes;
- e) Realização dos experimentos;
- f) Obtenção dos dados cinemáticos e dinâmicos dos experimentos realizados;
- g) Paralelamente ao projeto e fabricação, o desenvolvimento de um modelo matemático para uma simulação em laboratório virtual;
- h) Realização da simulação similar ao teste com aplicação de esforços idênticos ao dos experimentos;
- i) Avaliação entre os valores experimentais e os valores da simulação;
- j) Consolidação do modelo matemático utilizado e dos valores de rigidez elástica e de amortecimento dos componentes relativos ao disco intervertebral

3.1 DISPOSITIVO DE TESTES

3.1.1 Diretrizes para concepção do dispositivo

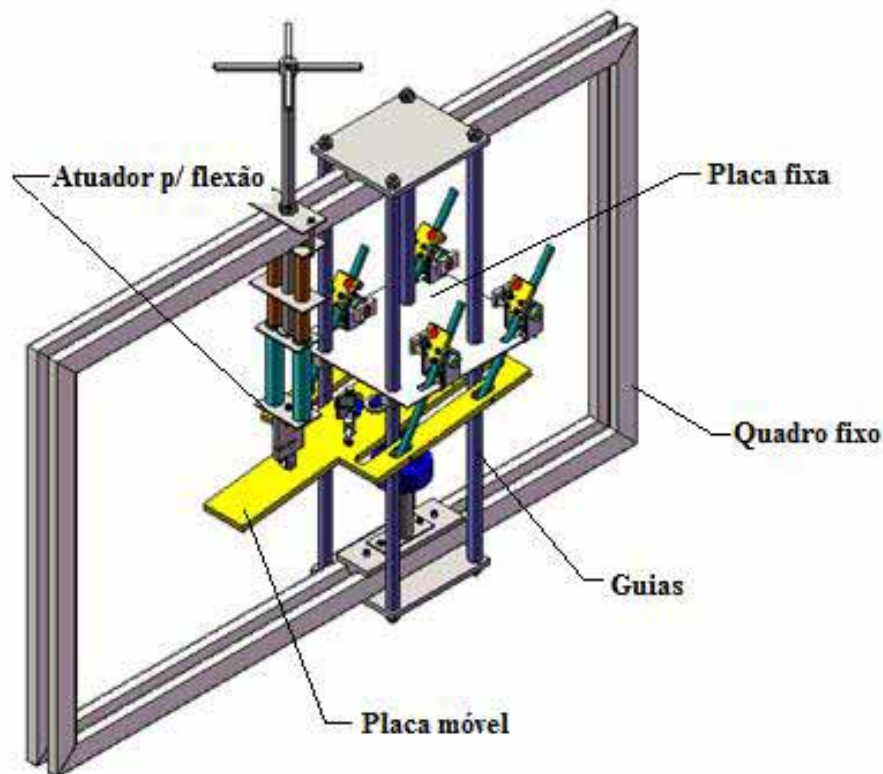
Para elaboração desse trabalho foi idealizado um dispositivo, conforme Figura 13, para realizações de movimentos de flexão, de torção em torno do eixo longitudinal e de esforços axiais de compressão, tendo como premissas: os movimentos acionados manualmente, instrumentos de medição dentro do orçamento previsto ou instrumentos disponíveis no laboratório de Biomecânica do Departamento de Mecânica da Faculdade de Engenharia de

Guaratinguetá (FEG/UNESP) e instalação do dispositivo em cavalete padronizado existente no laboratório.

O custo para fabricação do dispositivo foi limitado à R\$ 4.000,00, essa estimativa foi idealizada em meados do ano de 2012.

A utilização do sistema de aquisição de dados do laboratório de Biomecânica.

Figura 13 – Dispositivo de teste - Projeto desenvolvido em 3D



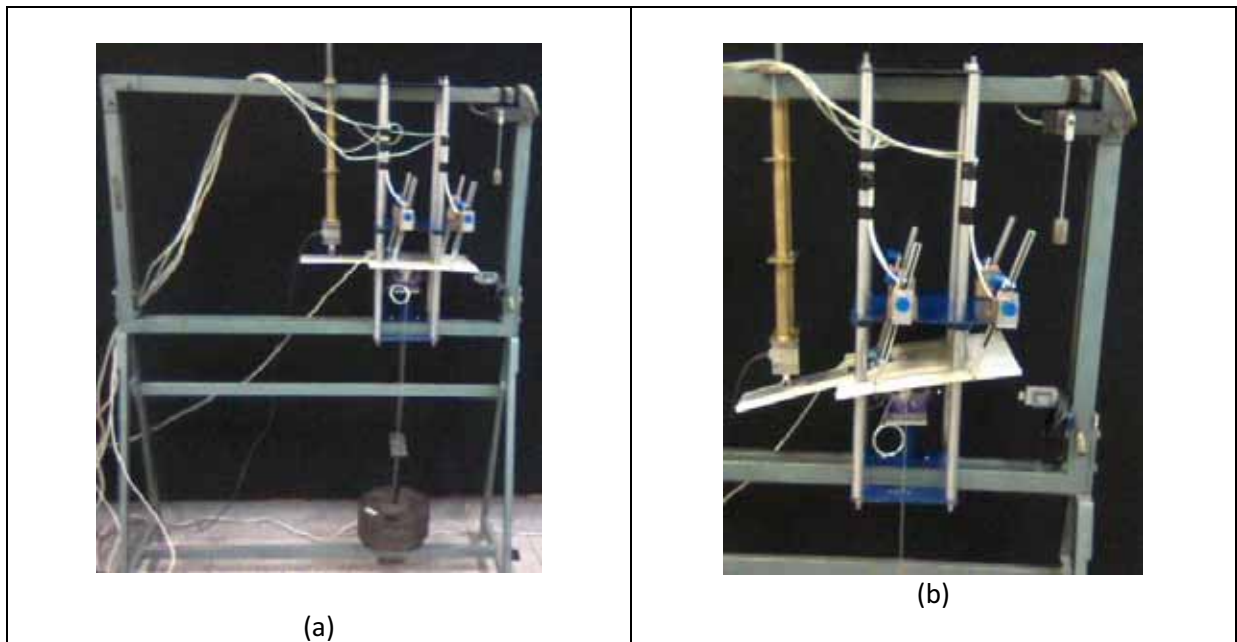
3.1.2 Funcionamento do dispositivo

A Figura 14 apresenta uma vista geral do dispositivo já construído durante a realização de um experimento.

A sequência de montagem para realização do primeiro experimento foi a utilizada para a apresentação do funcionamento dos sistemas do dispositivo. A sequência é a seguinte:

- Colocação do corpo de teste;
- Colocação dos pesos para simulação da massa corpórea;
- Aplicação de carga para flexão;
- Aplicação de carga para torção.

Figura 14 – Vista geral do dispositivo; (a) vista geral; (b) Vista do dispositivo



3.1.2.1 Montagem do corpo de teste

Para realização dos testes e levantamento de dados foi desenvolvido um conjunto conforme mostrado na Figura 15 para simular um par de vértebras (discos de aço) e um disco intermediário (borracha). A parte superior do corpo de teste será denominada como vértebra L5, a parte inferior como sacro S1 e o disco de borracha como disco intervertebral.

Figura 15 – Corpo de teste - Disco de aço/anel de borracha/disco de aço



Para fabricação desse corpo de teste foram usinados dois discos de aço com $\varnothing 40 \times 20$ mm de altura e colado entre eles um disco de borracha com espessura de 8 mm com dureza de 70 Shore A.

O corpo de teste é montado no dispositivo conforme mostrado na Figura 16. A vértebra L5 é travada ao fixador superior através dos parafusos sextavados, assim como S1 é montado no fixador inferior. O fixador inferior é fixo conforme mostrado na Figura 17 e o fixador superior acompanha o movimento da placa móvel durante a flexão, e tem um grau de liberdade em relação a essa placa, que é o giro em torno do seu eixo longitudinal. Esse item será detalhado em 3.1.2.4 referente a aplicação de torção.

Figura 16 – Montagem do corpo de teste

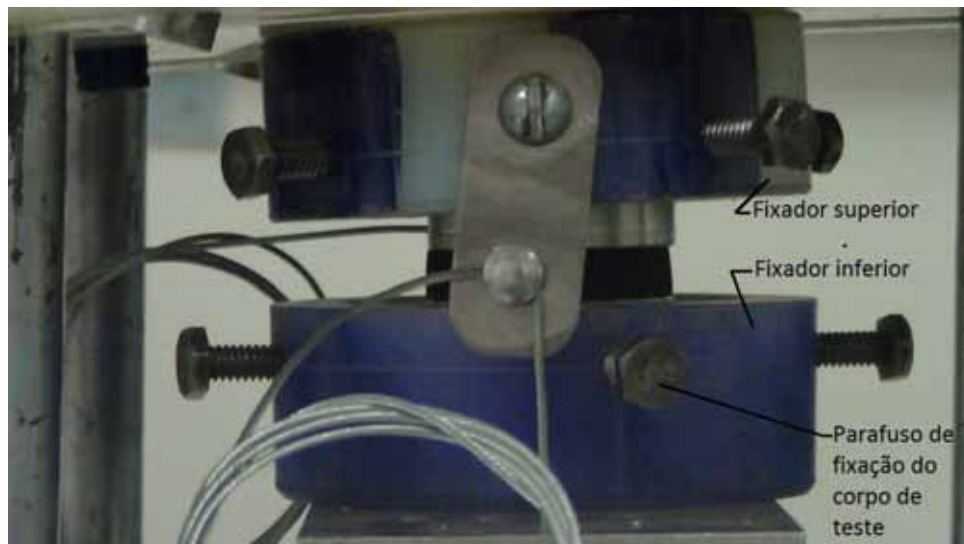


Figura 17 – Fixador inferior solidário ao cavalete e o superior montado na placa móvel



3.1.2.2 Montagem de carga para simulação de peso corporal

Para simular a compressão devida ao peso corporal acima dessa parte da coluna, foram colocados dois cabos de aço fixados no lado externo do fixador superior, conforme mostrado na Figura 16, num plano paralelo ao plano frontal, com colocação de anilhas na chapa de base do fixador inferior e numa mesma posição relativa para passagem desses cabos. Na parte inferior do cavalete estão colocadas as massas para simular o peso próprio do corpo. Esse sistema está mostrado na Figura 18.

Figura 18 – Simulação do peso corporal



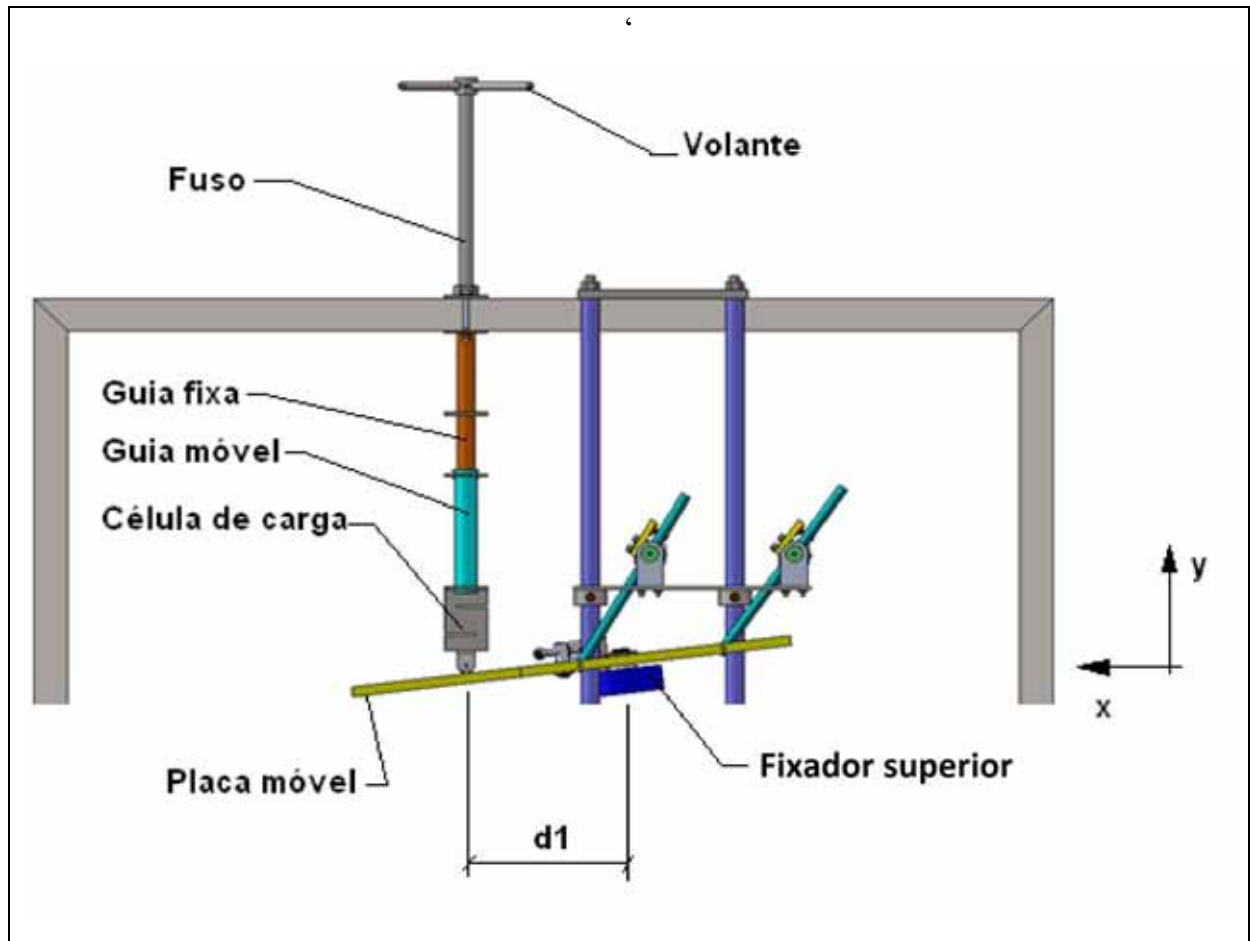
3.1.2.3 Flexão no plano sagital e lateral

3.1.2.3.1 Aplicação da carga

O atuador vertical, conforme mostrado na Figura 19, é o conjunto formado por: volante, fuso, guia fixa, guia móvel, célula de carga de flexão e rolete. A guia fixa é aparafusada ao quadro.

A flexão é provocada pela rotação do volante, vide Figura 19, que realiza o movimento vertical do fuso. O fuso está acoplado à guia móvel que desliza sobre a guia fixa, sendo que a célula de carga, denominada de célula de carga de flexão, está fixada à essa guia móvel.

Figura 19 – Flexão no plano sagital e lateral - Atuador vertical



Na parte inferior da célula de carga se tem um rolete mostrado na Figura 20 para que sejam aplicadas apenas cargas verticais no ponto de contato com a placa móvel.

A parte superior do conjunto da coluna é presa ao fixador superior, dessa forma a vértebra superior fica solidária ao movimento de flexão da placa móvel.

Figura 20 – Rolete/placa móvel



Os sinais das cargas verticais através da célula de carga (Fabricante HBM – modelo S40 – capacidade de 50 kgf.) mostrada na Figura 21, serão processados pelo equipamento de aquisição de dados Spider 8 (HBM, Darmstadt, Alemanha) pertencente ao Departamento de Mecânica da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá (FEG-UNESP).

Figura 21 – Célula de carga – força de flexão



3.1.2.3.2 Braço de alavanca

O braço (“ d_1 ”) conforme mostrado na Figura 19, distância entre a linha de centro do fuso e a fixação superior da coluna, para aplicação do momento pode ser alterado com a movimentação horizontal do atuador na direção do eixo x, conforme mostrado na Figura 19.

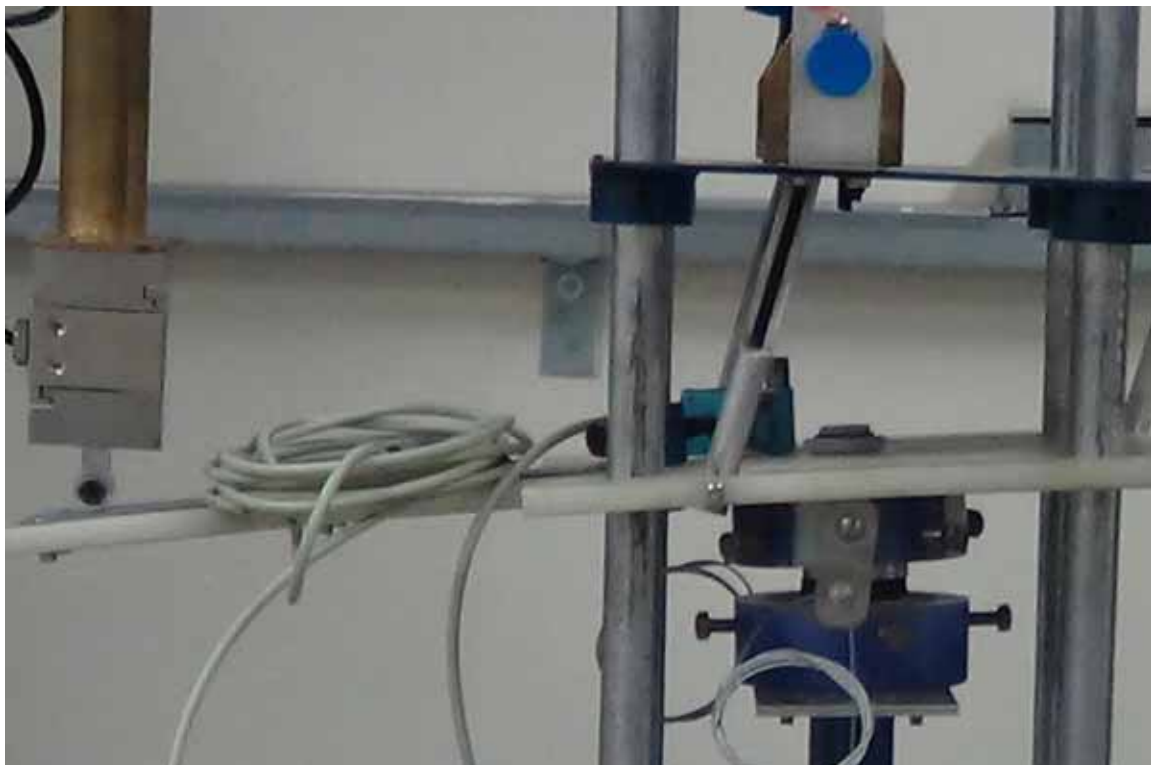
Os dois parafusos que travam a guia fixa ao cavalete, conforme mostrado na Figura 22, devem ser “afrouxados” para permitir a movimentação do atuador para uma nova posição desejada. A curva de força e essa distância determinam a curva do momento de flexão imposta ao conjunto da coluna vertebral durante os experimentos.

Figura 22 – Regulagem do braço de alavanca para momento de flexão



Na Figura 23 está mostrada a placa móvel inclinada e o fixador superior, onde é fixada a vértebra L5, naturalmente acompanhando esse movimento e induzindo um momento fletor ao conjunto da vértebra, já que S1 é mantido fixo.

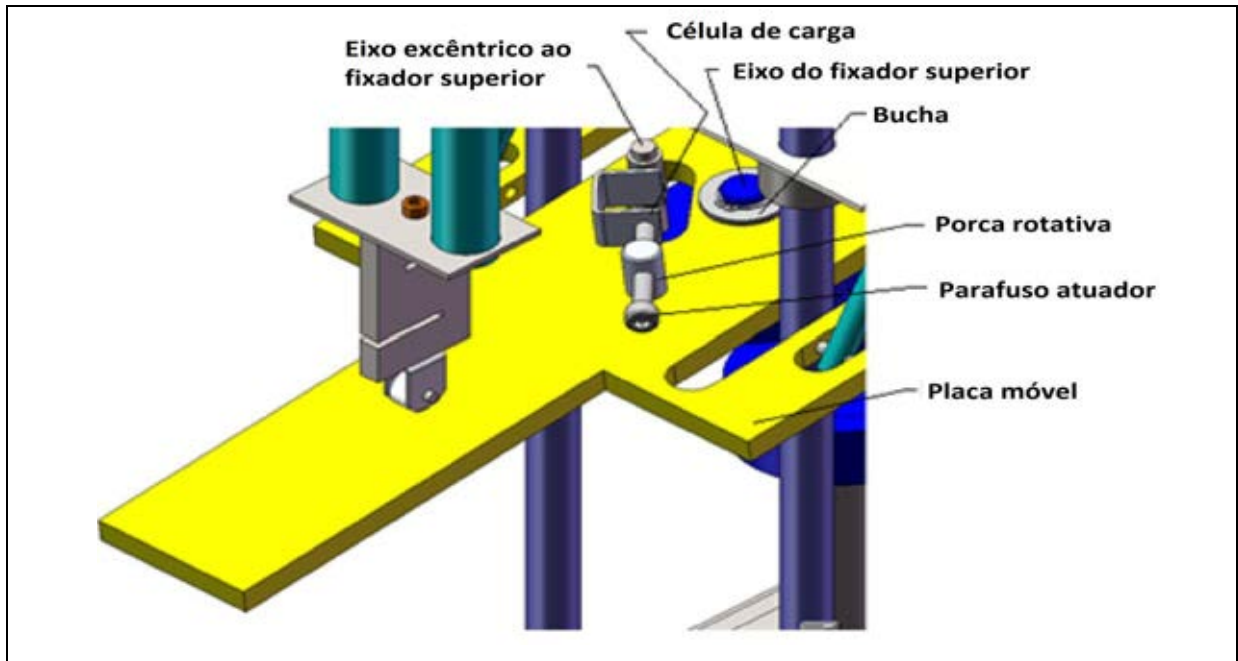
Figura 23 – Placa móvel e fixador superior rotacionados com a carga de flexão



3.1.2.4 Torção da coluna em torno do eixo longitudinal

O sistema de torque em torno do eixo longitudinal, conforme mostrado nas Figura 24 e 25, é composto por: parafuso atuador, porca rotativa, célula de carga tipo “U”, que será aqui denominada célula de carga de torção, e eixo excêntrico solidário ao fixador superior.

Figura 24 – Sistema de torque longitudinal



O copo fixador superior da coluna é livre para girar em torno da bucha fixada à placa móvel, conforme mostrado nas Figuras 24 e 25.

O movimento é exercido com aplicação de torque no parafuso atuador que gira em relação a porca rotativa, podendo ser no sentido horário ou anti-horário. A célula de carga de torção transmite o deslocamento linear do parafuso atuador para um eixo solidário excentricamente ao copo de fixação superior da coluna, logicamente por estar descentrado essa força transmitida provoca um torque ao elemento de coluna.

A vértebra L5 gira juntamente com o fixador superior e S1 permanece fixo, dessa forma o disco entre esses dois elementos sofre uma torção.

A força atuante num raio determinado (torque) do fixador superior será registrada através da célula de carga de torção. Os sinais serão processados pelo equipamento de aquisição de dados Spider 8.

Figura 25 – Detalhes do sistema de torção: (a) parte externa da célula de carga; (b) parte interna do da célula de carga



(a)

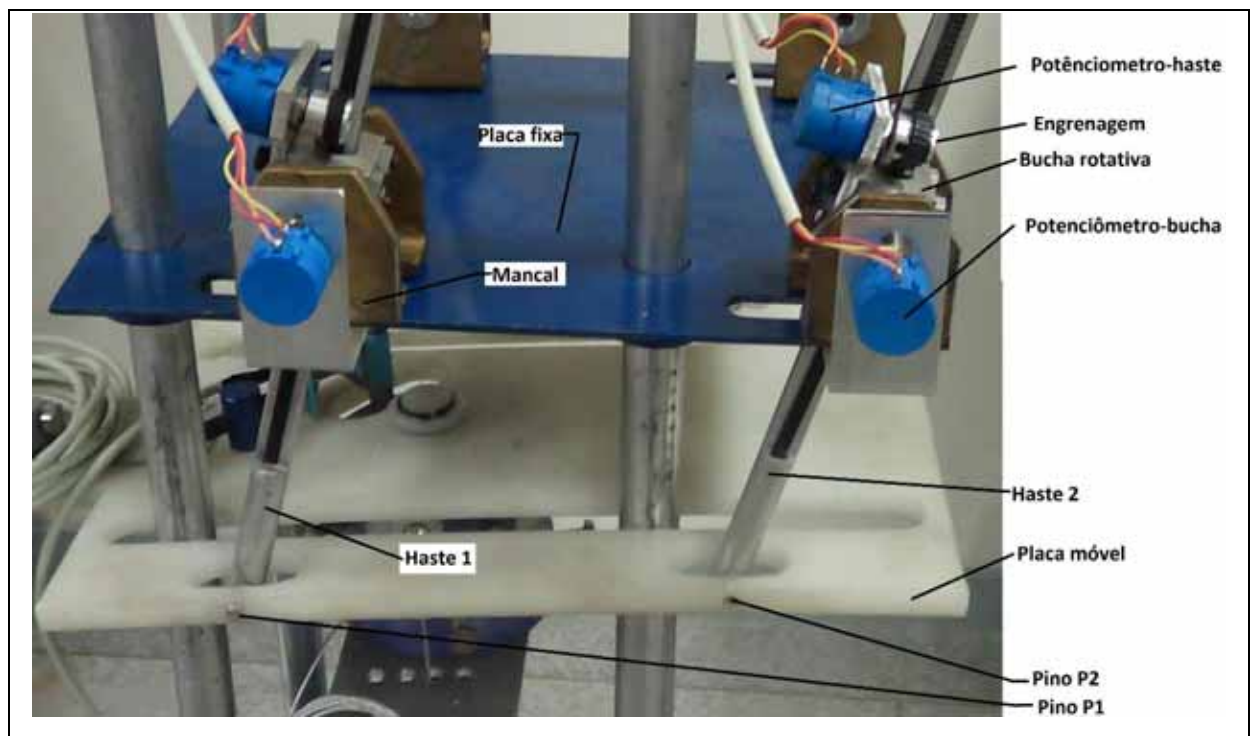


(b)

3.1.2.5 Sensores de posicionamento da placa móvel

Como citado anteriormente a vértebra inferior (S1) é fixa e a vértebra superior L5 movimenta-se com a placa móvel durante a flexão. Para definir a cinemática do movimento da vértebra L5 é necessário se ter a cada instante o posicionamento da placa móvel, e esse movimento é determinado pelas posições dos pontos P1, P2, P3 e P4, sendo que os pontos P3 e P4 do outro lado da placa móvel e não visíveis na Figura 26, estão alinhados respectivamente com os pontos P1 e P2. As quatro hastes estão acopladas à placa móvel através desses pinos P1 a P4 e a variação de posição de cada pino é determinada por dois potenciômetros num total de oito.

Figura 26 – Detalhe do sistema de monitoração da placa móvel

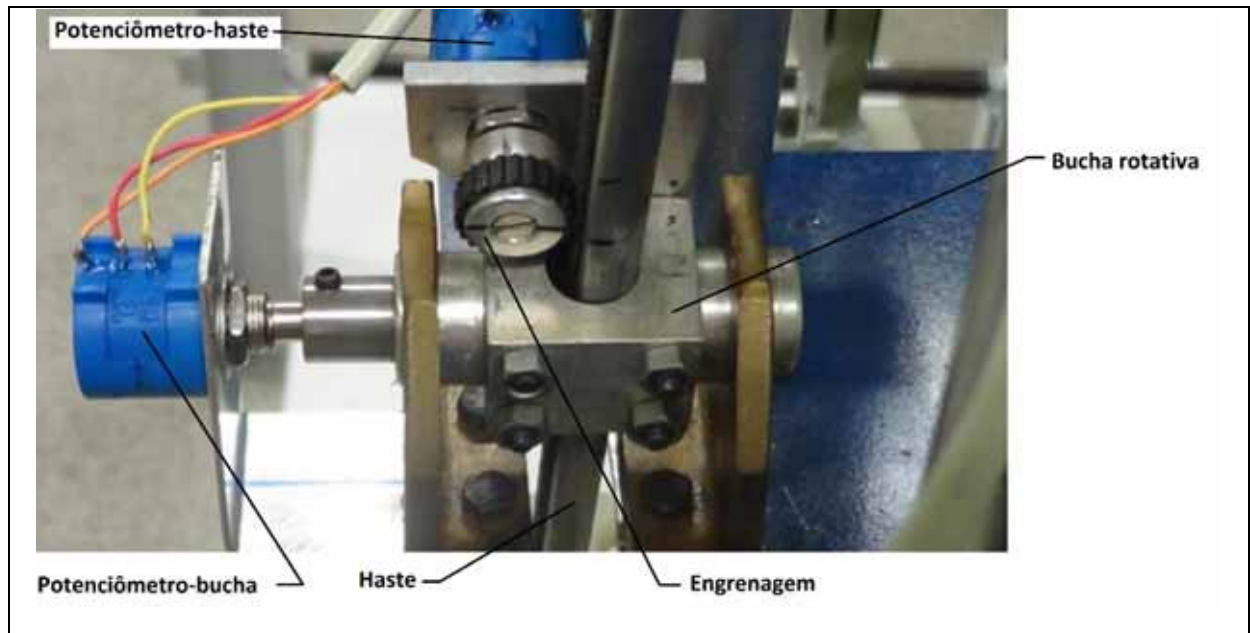


Observando as Figuras 26 e 27 verifica-se os seguintes movimentos:

- A haste com cremalheira apresenta um grau de liberdade em relação a bucha rotativa, pois a mesma pode deslizar no furo da bucha, e essa translação da haste acarreta o giro da engrenagem. O potenciômetro-haste mede essa rotação da engrenagem e consequentemente a translação da haste.
- A base da engrenagem está fixada a bucha rotativa.

- c) A bucha rotativa apresenta um grau de liberdade, pois a mesma pode girar em relação ao mancal. O potenciômetro-bucha mede essa rotação.

Figura 27 – Detalhe da bucha rotativa e haste



Os potenciômetros (Fabricante Sharma – modelo: WXD3590 – capacidade: 100 a 100K ohms) para translação da haste em relação à bucha rotativa e para monitoração dos giros das buchas são do tipo multivoltas.

As rotações dos potenciômetros serão processadas pelo equipamento de aquisição de dados Spider 8.

3.1.3 Calibrações dos instrumentos

3.1.3.1 Célula de carga de torção

Para a calibração da célula de carga de torção (tipo “U”) foi utilizada como padrão de calibração a mesma célula de carga de flexão (Fabricante HBM – modelo S40 – capacidade de 50 kgf.) instalada no dispositivo para medir a carga de flexão.

Foi montada uma base para fixação da célula a ser calibrada, e a força foi aplicada por um sistema de porca/parafuso similar ao utilizado no dispositivo de testes, tendo a célula de carga de calibração posicionada entre o atuador e a célula de carga de torção.

Com os sinais elétricos (tensões elétricas) medidos dos extensômetros através de um sistema de aquisição de dados composto por um equipamento condicionador/amplificador (Spider 8) e um programa específico (Catman 3.4.2), foi obtida uma equação considerada a referência de calibração.

3.1.3.2 Potenciômetros

O processo de calibração consistiu na coleta de dados (medições) dos potenciômetros utilizados na experimentação, montada em uma base adaptada em conjunto com um instrumento de medição angular (goniômetro de 360°).

Por meio de deslocamentos angulares previamente determinados, obteve-se os sinais elétricos (tensões elétricas) correspondentes através de um sistema de aquisição de dados composto por um equipamento condicionador/amplificador (Spider 8) e um programa específico (Catman 3.4.2).

O processo foi realizado tanto para deslocamentos angulares considerados positivos (sentido horário), olhando-se o potenciômetro de “A” conforme mostrado na Figura 28, como para deslocamentos considerados negativos (anti-horário).

De posse dos dados foi obtida uma equação considerada a referência de calibração.

Figura 28 – Potenciômetros - Sentido positivo dos ângulos



3.2 EQUAÇÕES DOS MOVIMENTOS

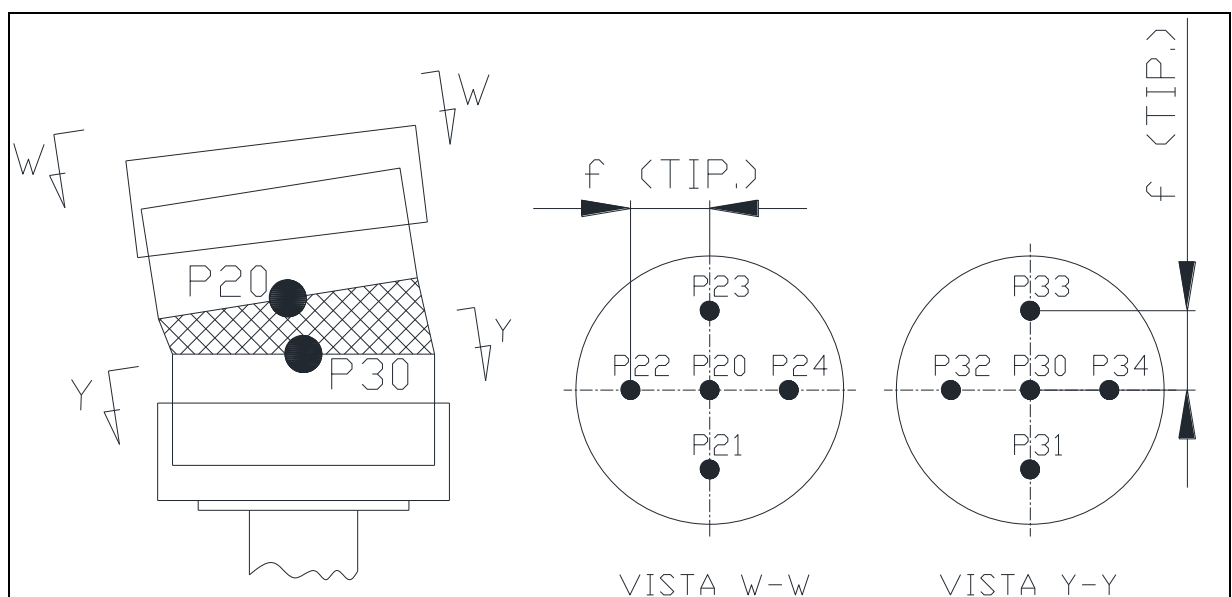
Essas equações desenvolvidas e apresentadas nesse item têm por objetivo transformar os dados de rotação dos potenciômetros em parâmetros cinemáticos para posicionamento dos

pontos P1 a P4 da placa móvel a cada instante do experimento, e dessa forma definir a cinemática do corpo de teste.

A parte superior do corpo de teste (vértebra L5) está fixada à placa móvel, e o ponto P20, conforme mostrado na Figura 29, representa o centroide da face inferior do cilindro de aço (vértebra L5).

Esse ponto P20 é a referência para definir a translação da vértebra nesse ponto e a sua inclinação em relação à posição de repouso.

Figura 29 – Posição dos pontos P20 a P24 e P30 a P34



3.2.1 Posições iniciais das placas fixa e móvel

É fundamental determinar a posição inicial da placa móvel antes da realização de cada experimento, nessa situação o corpo de teste está montado no dispositivo sem esforços atuantes e somente com o peso corporal aplicado.

Na Figura 30 estão indicados os referenciais Newtonianos (X , Y) e os referenciais móveis (x , y). Os referenciais móveis acompanham o giro da bucha rotativa e o eixo x é coincidente com o eixo longitudinal da haste.

O sacro é ligado ao copo fixador inferior e a vértebra L5 é ligada ao copo fixador superior. Vide a Figura 30 para essa posição sem esforços aplicados.

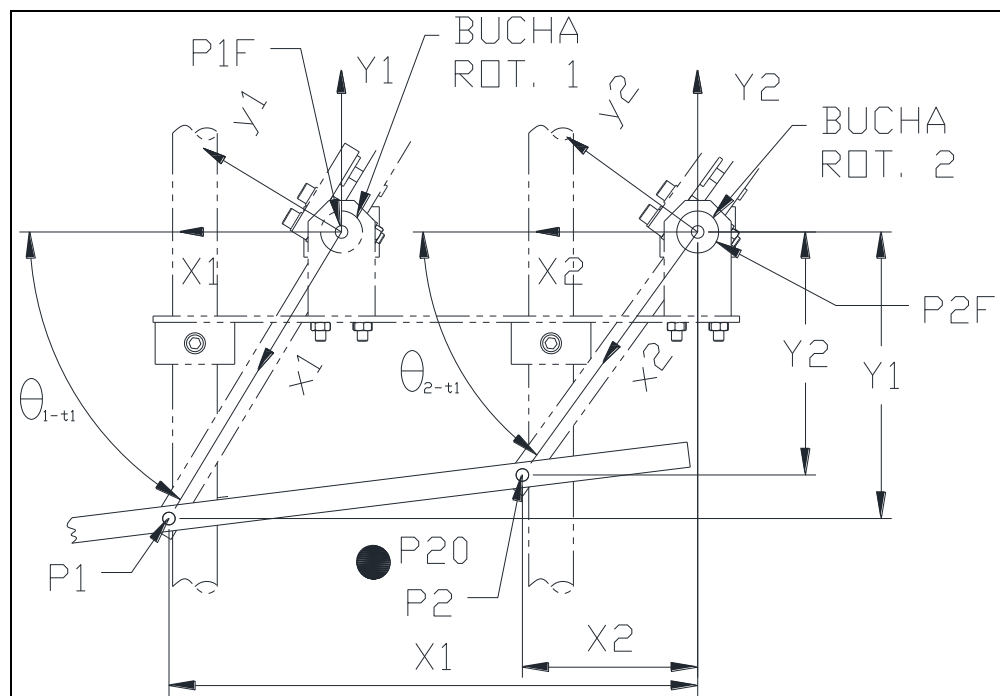
A convenção de rotação dos potenciômetros está indicada na Figura 28, olhando-se de A na direção indicada, os ângulos dos potenciômetros são positivos no sentido horário, exceto o potenciômetro da haste de translação referente ao ponto P1 que é anti-horário.

Nessa posição inicial, sem esforços aplicados exceto a massa simulada corporal, registram-se os vetores posição dos pontos P1 a P4.

Observações:

- Para o outro lado da placa se tem os pontos P3 e P4, alinhados respectivamente com P1 e P2;
- As equações serão desenvolvidas e mostradas para os pontos P1 e P2, e são similares para os pontos P3 e P4;
- Em função de limitação de entradas e saídas do sistema de aquisição de dados, os testes são realizados medindo-se apenas os posicionamentos dos pontos P1 e P2, e os valores replicados para os pontos P3 e P4 respectivamente;
- Todos os vetores serão referenciados ao referencial Newtoniano localizado no ponto fixo 2 (P2F) da placa fixa conforme Figura 30;

Figura 30 – Placa móvel - Posição inicial sem aplicação de esforços



- e) Observando que os pontos na placa móvel são denominados P1 a P4 e pontos fixos respectivos nos centros das buchas rotativas são denominados de P1F a P4F.
- f) Observando-se os ângulos das hastes 1 e 2 na Figura 30, os subscritos mostrados (1-t1) e (2-t2) referem-se aos tempos t1 (inicial). As posições nesse trabalho foram medidas para 40 intervalos de tempos iguais, dessa forma para os tempos: t1 a t41.

$$\theta_{1_1} = \text{atan}\left(\frac{Y_1}{X_1}\right) \quad (1)$$

Esse ângulo formado pela haste 1 com o eixo horizontal X. Os valores indicados X1 e Y1 são as cotas em relação ao referencial Newtoniano localizado na bucha 1.

Vetores posição de P1 e P2:

No referencial xy:

$$\vec{p1_1} = [x1_1, 0, 0]^T \quad (2)$$

$$\vec{p2_1} = [x2_1, 0, 0]^T \quad (3)$$

Obs.: O subscrito 1 refere-se a posição inicial. Para a posição final nesse trabalho para os pontos P1 e P2, os vetores de posicionamento serão: $\vec{p1_{41}}$ e $\vec{p2_{41}}$

Sendo:

$$x1_1 = \sqrt{X1^2 + Y1^2} \quad (4)$$

$$x2_1 = \sqrt{X2^2 + Y2^2} \quad (5)$$

Nos referenciais XY:

$$\vec{P1_1} = [A1_1][x1_1, 0, 0]^T \quad (6)$$

$$\vec{P2_1} = [A2_1][x2_1, 0, 0]^T \quad (7)$$

Obs.: Para a posição final nesse trabalho as matrizes de rotação serão denominadas de A1_41 e A2_41

Onde as matrizes A1_1 e A2_1:

$$A1_1 = \begin{bmatrix} \cos\theta_{1_1} & \sin\theta_{1_1} & 0 \\ -\sin\theta_{1_1} & \cos\theta_{1_1} & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (8)$$

$$A2_1 = \begin{bmatrix} \cos\theta_{2_1} & \sin\theta_{2_1} & 0 \\ -\sin\theta_{2_1} & \cos\theta_{2_1} & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (9)$$

3.2.2 Corpo de teste com esforços aplicados

Para os testes foram consideradas 41 posições (1 a 41). Como citado a posição 1 é a posição inicial (sem carga) e com esforços aplicados, as posições registradas são de: n= 2 a 41.

No dispositivo os potenciômetros são ligados diretamente às buchas rotativas, e para cada haste é utilizada uma roda (engrenagem) com raio primitivo R_r , dessa forma os novos posicionamentos apresentam:

Vetores posição de P1 e P2:

No referencial xy:

$$\overrightarrow{p1_n} = [x1_n, 0, 0]^T \quad (10)$$

$$\overrightarrow{p2_n} = [x2_n, 0, 0]^T \quad (11)$$

Sendo:

$$x1_n = x1_1 + \beta1_n * R_r \quad (12)$$

$$x2_n = x2_1 + \beta2_n * R_r \quad (13)$$

Onde:

$\beta1_n$ e $\beta2_n$: ângulos de rotação dos potenciômetros de translação das hastes na posição n em relação à posição 1 (inicial).

Nos referenciais XY:

$$\overrightarrow{P1_n} = [A1_n][x1_n, 0, 0]^T \quad (14)$$

$$\overrightarrow{P2_n} = [A2_n][x2_n, 0, 0]^T \quad (15)$$

Onde as matrizes $A1_n$ e $A2_n$:

$$A1_n = \begin{bmatrix} \cos\theta1_n & \sin\theta1_n & 0 \\ -\sin\theta1_n & \cos\theta1_n & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (16)$$

$$A2_n = \begin{bmatrix} \cos\theta2_n & \sin\theta2_n & 0 \\ -\sin\theta2_n & \cos\theta2_n & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (17)$$

De forma idêntica será realizado para o lado oposto em relação aos pontos P3 e P4.

Numa posição qualquer n se tem os seguintes ângulos para as buchas rotativas:

$$\theta_{1n} = \theta_{11} + \varphi_{1n} \quad (18)$$

$$\theta_{2n} = \theta_{21} + \varphi_{2n} \quad (19)$$

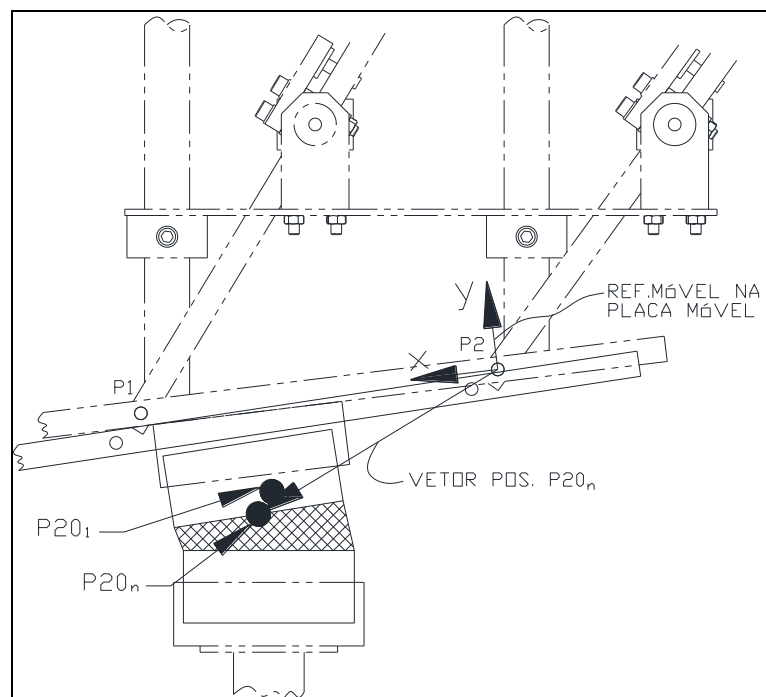
φ_{1n} e φ_{2n} : ângulos de rotação dos potenciômetros de giro das buchas rotativas no tempo t_n em relação à posição 1 (inicial).

3.2.3 Rotação e translação da vértebra L5

A cada instante se tem um centro instantâneo de rotação da placa móvel e a posição do ponto P20 conforme mostrado na Figura 29. Nessa mesma Figura 29 estão discriminados os pontos na interface da vértebra L5 com o disco intervertebral e na interface entre o disco e o sacro onde serão ancorados os conjuntos de molas e amortecedores do modelo matemático usado.

A Figura 31 apresenta a posição do ponto $P20_1$ – sem carga na parte da coluna em estudo, e a posição indicada pelo ponto $P20_n$, refere-se a uma posição qualquer com aplicação dos esforços. A cada momento se tem uma nova posição para o ponto P20 e um centro instantâneo de rotação para a placa móvel.

Figura 31 – Placa móvel - Posição do ponto P20 na posição n

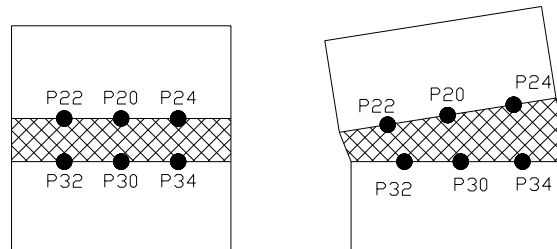


3.2.4 Posições dos pontos P20 a P24

Além dos referenciais móveis utilizados em cada uma das quatro buchas conforme mostrados na Figura 30, será utilizado um referencial móvel ligado a placa móvel e sua origem posicionada no ponto P2. Os vetores de posicionamento dos pontos de ancoragem P21 a P24, em relação a esse referencial móvel são somados ao vetor posição do ponto P2 (placa móvel) em relação ao referencial Newtoniano (ponto P2F), dessa forma se tem a cada instante as posições dos pontos P21 a P24. Na parte inferior do disco, os pontos P31 à P34 são fixos. A diferença entre essas posições e os seus pares na vértebra superior (P21 à P24) a cada instante fornece um comprimento de mola, que comparado ao comprimento inicial determina a tração ou compressão a cada instante na mola.

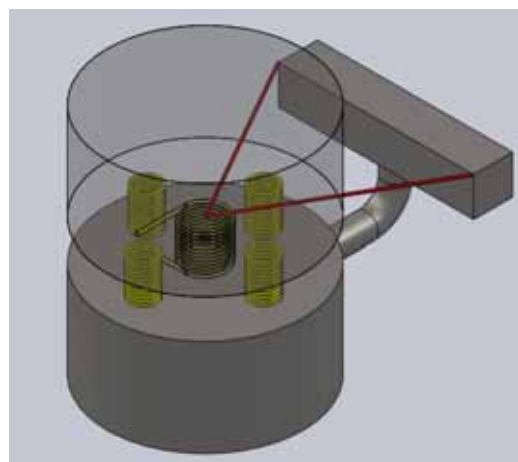
A Figura 32 apresenta esquematicamente as posições no instante inicial (sem carga) e num instante qualquer dos pontos P22/24/32/34. O mesmo ocorre para os pontos P21/23/31/33 não mostrados na figura.

Figura 32 – Corpo de teste Corte no plano sagital – Posição inicial e num tempo (t)



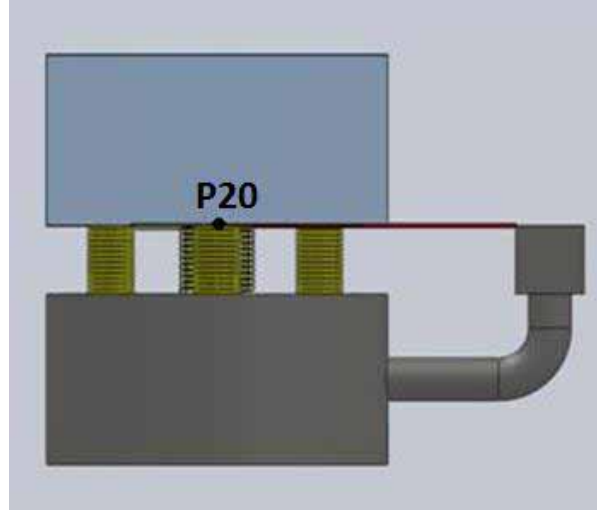
As Figuras 33 e 34 apresentam o modelo matemático para esse corpo de teste.

Figura 33 – Perspectiva - Modelo para Corpo de teste



As funções dos pontos P21 a P24 e P31 a P34 são as ancoragens dos conjuntos mola/amortecedor verticais. Esse modelo é discutido mais detalhadamente no item 3.6 relacionado a modelagem matemática.

Figura 34 – Vista lateral - Modelo para Corpo de teste



3.2.4.1 Referencial móvel ligado a placa móvel

Para determinação dos vetores unitários nas direções x, y e z do referencial fixado a placa móvel, foram utilizados os pontos P1 a P4 da placa móvel.

- Unitário i na direção x:

$$\vec{i} = \frac{\vec{P1-P2}}{|\vec{P1-P2}|} \quad (20)$$

Unitário k na direção z:

$$\vec{k} = \frac{\vec{P4-P2}}{|\vec{P4-P2}|} \quad (21)$$

- Unitário j na direção y:

$$\vec{j} = \vec{k} \times \vec{i} \quad (22)$$

Observando-se que no referencial móvel o vetor unitário $\vec{i} = [1, 0, 0]^T$ e no referencial Newtoniano $\vec{i} = [i_x, i_y, i_z]^T$, da mesma forma para os vetores unitários nas direções y e z.

Dessa forma as matrizes rotação desse referencial para o referencial Newtoniano, com sua origem localizada no ponto P2F, apresentam a seguinte forma da posição inicial (n=1) até a última posição (n=41):

$$APM_n = \begin{bmatrix} i_x & j_x & k_x \\ i_y & j_y & k_y \\ i_z & j_z & k_z \end{bmatrix} \quad (23)$$

3.2.4.2 Distâncias entre os pontos P21 a P24 em relação aos pontos P31 a P34

Na posição inicial se tem a distância denominada L_0 . Utilizando como exemplo os pontos 21 e 31, essa distância apresenta o seguinte valor:

$$L_{1(21-31)} = |\overrightarrow{P21_1} - \overrightarrow{P31_1}| \quad (24)$$

Onde:

$\overrightarrow{P21_1}$: Posição do ponto P21 em relação ao referencial Newtoniano em P2F;

$\overrightarrow{P31_1}$: Posição do ponto P31 em relação ao referencial Newtoniano em P2F.

Para uma posição qualquer:

$$L_{n(21-31)} = |\overrightarrow{P21_n} - \overrightarrow{P31_n}| \quad (25)$$

Dessa forma a variação do comprimento em uma posição qualquer n em relação a posição inicial:

$$\Delta_{n(21-31)} = L_{n(21-31)} - L_{1(21-31)} \quad (26)$$

Essas variações acarretam na simulação as forças contrárias ao movimento devidas a rigidez de cada mola ($F_{Mola} = k \cdot \Delta_n$).

3.2.4.3 Velocidades dos pontos P21 a P24

Serão utilizados espaços de tempo iguais entre as 41 posições dos pontos P21 a P24, dessa forma se tem 40 espaços de tempo (Δt).

Para cálculo da velocidade na posição n foi utilizada a velocidade média entre as posições (n-1) e n. Considerando como exemplo os pontos 22 e 32, a velocidade média do ponto 22 na posição n apresenta o seguinte valor:

$$v_{n(22-32)} = (\Delta_{n(22-32)} - \Delta_{n-1(22-32)}) / \Delta t \quad (27)$$

Essas velocidades serão utilizadas para as forças contrárias ao movimento devidas ao amortecimento de cada elemento na simulação ($F_{amortecedor} = C \cdot v_n$).

3.3 PROGRAMA MATEMÁTICO

Esse programa foi desenvolvido para transformar os sinais dos sensores de posicionamento utilizados no dispositivo em valores cinemáticos.

As equações mostradas no item 3.2 foram desenvolvidas no ambiente MATLAB para obtenção de curvas de: posições dos pontos P21 a P24, velocidades dos pontos P21 a P24 e as distâncias entre os pontos P21 a P24 da vértebra L5 e seus equivalentes no sacro (P31 a P34). Esse programa está em sua íntegra no Apêndice A.

O programa consiste em uma matriz 468 linhas x 15 colunas, e a mesma foi denominada de matriz d e suas células denominadas d(linha, coluna).

Dados de entrada são as medições realizadas antes do início do experimento e os dados de aquisição dos testes.

Nessa mesma matriz ocorre a inserção de dados e os processamentos matemáticos.

3.3.1 Dados de entrada na posição inicial

- a) As posições iniciais dos pontos P1 e P4 da placa móvel, cotas x e y em relação ao referencial fixo em P2F, conforme mostrado na Figura 30. Os valores x1, y1, x2, y2, x3, y3, x4 e y4 são introduzidos em d(1;1) a d(1;8);
- b) Peso corporal na célula d(1;11), conforme mostrado na Figura 18;
- c) Ângulos iniciais das hastes θ_1 a θ_4 conforme mostrados na Figura 30, em d(3;1) a d(3;4);
- d) Posições dos pontos P20 a P24 em relação a P2F. As medidas: y20, y21, y22, y23 e y24 são inseridas em d(4;1) a d(4;5) e x20, x21, x22, x23 e x24 em d(5;1) a d(5;5).
Obs.: As medidas na direção z são determinadas pelo valor “f” mostrado na Figura 29;
- e) Posições dos pontos fixos P30 a P34 em relação a P2F. As medidas: y30, y31, y32, y33, y34 e x30 e são os elementos d(4;6) a d(4;11).
Obs.: As medidas na direção z e as medidas na direção x de P31 a P34 são determinadas pelo valor “f” mostrado na Figura 29;
- f) O valor “f” conforme mostrado na Figura 29 é o elemento d(1;9). Esse valor de “f” é explicado no Apêndice B;
- g) O valor do arco em mm/ 1° de giro da engrenagem foi denominado de tr1, tr2, tr3 e tr4 e foram inseridos nos elementos d(6;5) a d(6;9).

3.3.2 Dados de entrada do experimento

Após as medições iniciais realiza-se os experimentos. Os dados adquiridos durante esses experimentos, para as posições 1 (inicial) a 41 são inseridos da seguinte forma:

- a) Ângulos de rotação das buchas 1 a 4 (em graus) nas células d(19;1) a d(59;4);
- b) Ângulos de rotação das engrenagens 1 a 4 (em graus) nas células d(19;5) a d(59;8);
- c) Cargas verticais registradas pela célula de carga em d(19;9) a d(59;9);
- d) Tempo registrado em d(19;10) a d(59;10).

3.3.3 Dados cinemáticos (saídas)

Com esses dados de entrada e através de equações e matrizes de rotação introduzidas no programa se tem os resultados finais:

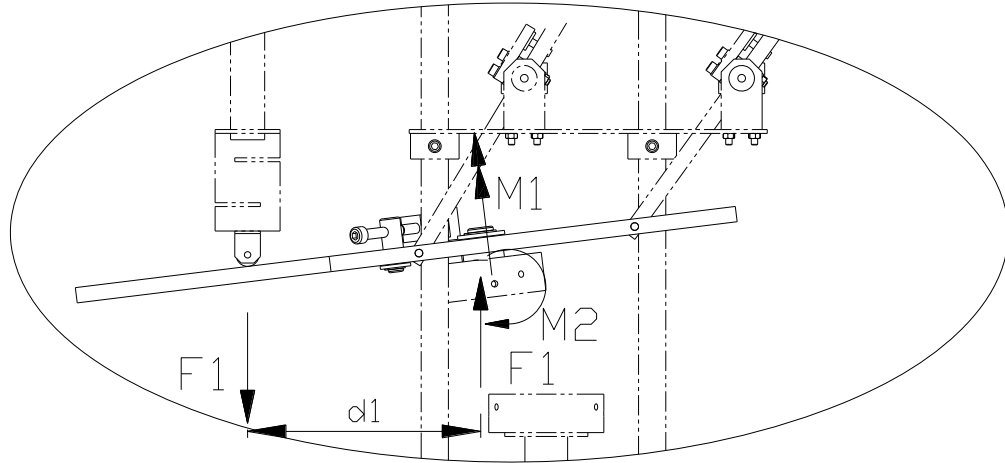
- a) Posições x, y e z do ponto P21 nas 41 posições estão representadas na coluna 1 desde a posição inicial em d(346 a 349, 1) até a 41ª posição em d(466 a 468;1). Para os pontos P22, P23 e P24 altera-se a coluna para 2, 3 e 4 respectivamente;
- b) As variações Δx , Δy e Δz do ponto P21 em relação a sua posição inicial estão representadas na coluna 5, desde a posição inicial em d(346 a 349;5) até a 41ª posição em d(466 a 468;5). Para os pontos P22, P23 e P24 altera-se a coluna para 6, 7 e 8 respectivamente;
- c) A distância entre os pontos P21 e P31 denominada P21-P31, a diferença entre P21-P31 em uma posição qualquer e P21-P31 em sua posição inicial e a velocidade de P21, estão representadas na coluna 9 desde a posição inicial em d(346 a 349;9) até a 41ª posição em d(466 a 468;9). Para os pontos P22, P23 e P24 altera-se a coluna para 10, 11 e 12 respectivamente.

3.4 ESFORÇOS APLICADOS

Pelas interfaces do sistema (atuador vertical/ placa móvel/ sistema de torque/ copo fixador superior/ guias fixas verticais/ cavalete/ massas para compressão/ corpo de teste) são transmitidos os movimentos para atingir os esforços desejados. A parte inferior do corpo de

teste, chamada de sacro, é presa ao fixador inferior e não apresenta nenhum grau de liberdade (engastada).

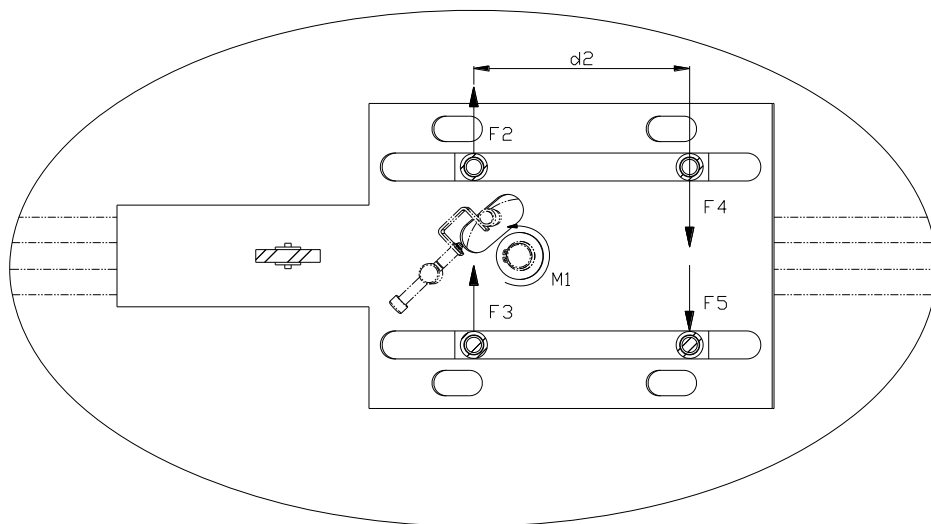
Figura 35 – Esforços atuantes na placa móvel - Vista lateral



Nesse item serão vistos os esforços atuantes na placa móvel e no corpo de teste, excetuando-se a massa corporal que simula a compressão.

Nas Figuras 35 e 36 estão indicados os esforços atuantes na placa móvel

Figura 36 – Esforços atuantes na placa móvel - Vista superior



Onde:

F1: esforço aplicado pelo atuador vertical/ reação do corpo de prova sobre o copo fixador superior;

M1: Reação do corpo de prova ao torque aplicado pelo parafuso atuador;

M2: Reação do corpo de prova à flexão longitudinal ou lateral imposta pelo atuador vertical;

F2 a F5: Reações das guias verticais fixas sobre a placa móvel.

Sendo:

$$M1 = F_{PA} \times R ; \quad (28)$$

Onde:

F_{PA} : Força parafuso atuador;

R: Distância de aplicação da força e o eixo de rotação do fixador superior;

$$R = 38 \text{ mm}; \quad (29)$$

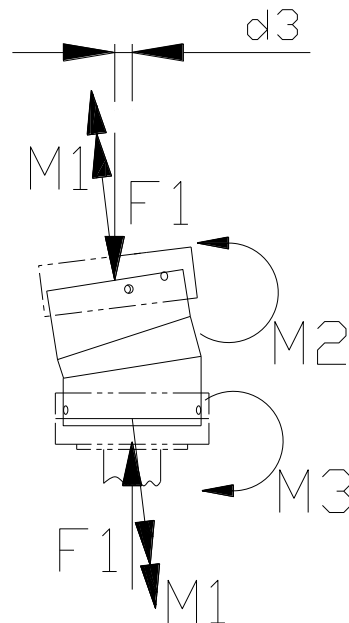
$$M2 = F1 \times d1; \quad (30)$$

$$\sum_{i=1}^4 F_i = 0; \quad (31)$$

$$M1 = ((F2 + F3) - (F4 + F5)) \times d2 \quad (32)$$

A Figura 37 apresenta os esforços atuantes no corpo de teste.

Figura 37 – Esforços atuantes no corpo de teste - Vista frontal



Onde:

M3: Momento aplicado pelo copo fixador inferior ao corpo de teste.

Sendo:

$$M3 = M2 + F1 \cdot d3 \quad (33)$$

Os valores de $d1$ e $d3$ são variáveis durante a flexão, mas a soma $d1 + d3$ é um valor constante.

3.5 REALIZAÇÃO DOS TESTES E DADOS OBTIDOS

3.5.1 Procedimentos e medidas iniciais

Foram colocados os discos de aço para simulação do peso corporal conforme mostrado na Figura 18 e em seguida foram realizadas as medições de diversas posições da placa móvel e do conjunto do corpo de prova

Os posicionamentos foram definidos em relação ao referencial Newtoniano (ponto P2F) posicionado no mancal 2 (placa fixa) e inseridos na matriz em sua posição $d(i;j)$.

Para o início dos testes as seguintes medidas foram tomadas:

- a) Colocação da carga vertical (peso corporal) com a utilização de 4 pesos num total de 30,54 kg. Dado inserido em $d(1;11)$;
- b) Medição do posicionamento da guia móvel em relação ao centro da fixação inferior da coluna, representada pela cota $d1$ da Figura 19. Essa dimensão ($d1=394$ mm) determina o momento de flexão no corpo de teste devido a carga aplicada através da célula de carga da flexão;
- c) Medições das posições dos pontos P1 e P2 da placa móvel, cotas x e y em relação ao referencial fixo, conforme mostrado na Figura 30. Esses valores foram replicados para os pontos P3 e P4. Essas cotas: $x_1, y_1, x_2, y_2, x_3, y_3, x_4$ e y_4 estão mostradas na Figura 38 e foram inseridas em $d(1;1)$ a $d(1;8)$;
- d) Medições dos ângulos iniciais das hastes com o eixo x (θ_1 e θ_2), conforme mostrados na Figura 30. Esses ângulos têm os valores mostrados na Figura 38 e foram replicados como θ_3 e θ_4 , os mesmos foram inseridos em $d(3;1)$ a $d(3;4)$;
- e) Em seguida foram medidas as posições dos pontos P20 a P24 em relação as direções x e y , as cotas em relação ao eixo z foram acrescidas/decrescidas do valor “ f ”. Essas cotas foram medidas em relação ao referencial fixado à placa móvel, conforme mostrado nas Figuras 38 e 39. Essas medidas: $y_{20}, y_{21}, y_{22}, y_{23}$ e y_{24} inseridas em $d(4;1)$ a $d(4;5)$ e $x_{20}, x_{21}, x_{22}, x_{23}$ e x_{24} em $d(5;1)$ a $d(5;5)$;
- f) Foi medida a posição da parte metálica (sacro) do ponto P30. Como a face permanece paralela a placa fixa, os pontos P31 à P34 apresentam a mesma cota y e as dimensões nas direções x e z são modificadas em função do valor de “ f ”, vide Figura 39. Essas medidas: $y_{30}, y_{31}, y_{32}, y_{33}, y_{34}$ e x_{30} e são os elementos $d(4;6)$ a $d(4;11)$;
- g) O valor “ f ” conforme mostrado na Figura 29 é o elemento $d(1;9)$;

- h) As engrenagens utilizadas para movimentação dos potenciômetros, fabricadas com correia dentada apresentam um passo de 2 mm e 24 passos por engrenagem, vide a Figura 27. A relação mm/grau de giro da engrenagem foi denominado de tr_1 , tr_2 , tr_3 e tr_4 e foram inseridos nos elementos $d(6;5)$ a $d(6;9)$, conforme mostrado na Tabela 1;

Figura 38 – Medições dos pontos P20 a P24, P1 e P2

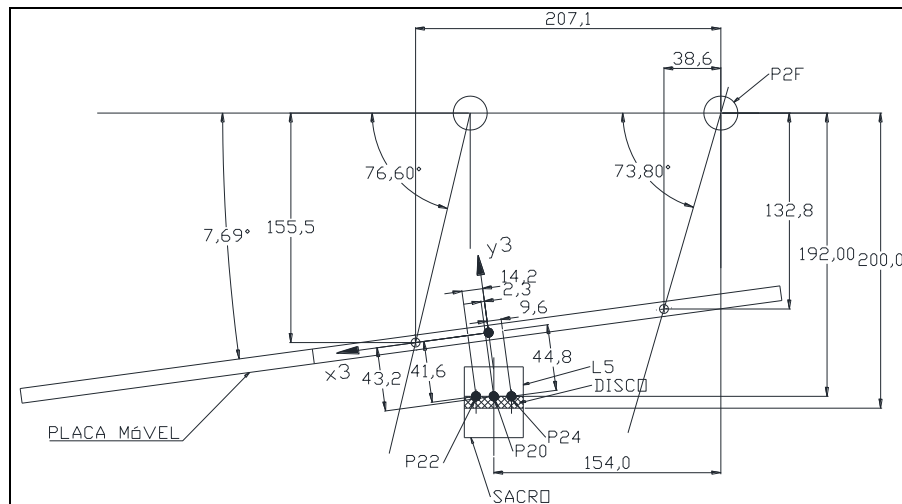
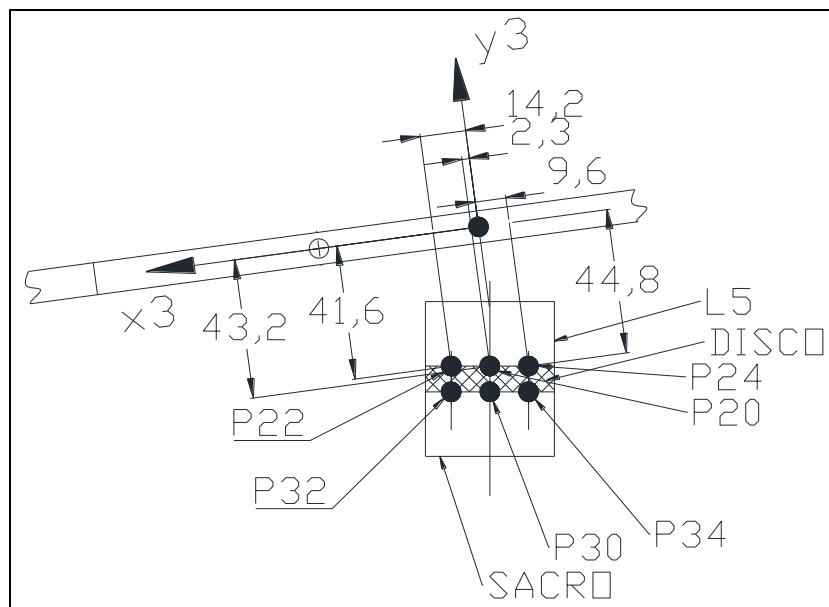


Figura 39 – Medições dos pontos P20 a P24- Referencial fixo a placa móvel



Esses valores iniciais mostrados nas Figuras 38 e 39 estão indicados Tabela 1 que representa uma parte da matriz “d”. No caso da tabela os valores $d(1;1)$ e $d(1;2)$ representam as cotas “x” e “y” do ponto P1 em relação ao referencial Newtoniano localizado na bucha 2, assim como $d(1;3)$ a $d(1;8)$ representam os valores para os pontos P2 a P4. Todos os pontos

inseridos na tabela estão descritos no programa no ambiente MATLAB mostrado no apêndice “A”.

Tabela 1 – Matriz “d” parcial - Dados iniciais

MATRIZ d - PROGRAMA PARA 40 PONTOS															
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
1	207,10	155,50	38,60	132,80	207,10	155,50	38,60	132,80	12	170,00	30,54				
2	159,86	138,30	159,86	138,30											
3	76,60	73,80	76,60	73,80											
4	43,20	43,20	41,60	43,20	44,80	200,00	200,00	200,00	200,00	200,00	154,00				
5	2,30	2,30	14,20	2,30	-9,60										
6					0,1333	0,1333	0,1333	0,1333							

3.5.2 Testes

Foram utilizados seis canais dos oito disponíveis no equipamento de aquisição de dados. Foram registrados: a carga de torção, a carga vertical e as rotações nos quatro potenciômetros instalados nos mancais 1 e 2 da placa fixa.

Foi utilizada uma frequência de 50 Hz para aquisição dos dados.

O teste foi realizado em cinco etapas, a primeira referente à flexão e posteriormente a torção realizada em quatro etapas

Foi aplicada carga vertical através da guia móvel e a intensidade da carga registrada através da célula de carga.

Após o período de flexionamento, foi provocada uma torção por meio de 4 voltas no parafuso atuador mostrado na Figura 25. O teste não foi contínuo e sim dividido em quatro etapas, sendo cada etapa referente a uma volta do atuador.

Todos os esforços naturalmente aplicados manualmente.

Os dados obtidos durante a torção não foram introduzidos na matriz “d”. Os dados foram utilizados para comparação com a simulação. Olhando-se no sentido da cabeça do parafuso para a ponta, a rotação foi anti-horária.

3.5.3 Aquisição de dados para flexão

O período de aquisição foi de 64 segundos. Em função desse tempo foi utilizado um período de 1,6 segundos (0,625 Hz) configurando 41 posições de leitura. Importante frisar que os valores de aquisição foram obtidos numa frequência de 50 Hz (0,02 seg.), entretanto o

período de 1,6 segundos e 41 posições foi adequado para elaboração das curvas cinemáticas e para os testes feitos em simulação.

Tabela 2 – Matriz “d” parcial - Ângulos dos potenciômetros, cargas verticais e tempo - Dados relativos à flexão do corpo de teste

MATRIZ d - PROGRAMA PARA 40 PONTOS										
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
19	0,0000	-0,4749	0,0000	-0,4749	-1,3914	-9,5798	-1,3914	-9,5798	0,2142	0,0000
20	0,0000	-0,4749	0,0000	-0,4749	-1,3914	-9,5798	-1,3914	-9,5798	0,2662	1,6000
21	0,0000	-0,4749	0,0000	-0,4749	0,0000	-8,9316	0,0000	-8,9316	0,5665	3,2000
22	0,0000	-0,2375	0,0000	-0,2375	3,1489	-8,2833	3,1489	-8,2833	0,9488	4,8000
23	0,0000	-0,0792	0,0000	-0,0792	6,2246	-4,6098	6,2246	-4,6098	1,5612	6,4000
24	0,0000	0,0792	0,0000	0,0792	7,8356	0,0720	7,8356	0,0720	1,9976	8,0000
25	0,0000	0,0792	0,0000	0,0792	12,0830	4,3938	12,0830	4,3938	2,5320	9,6000
26	0,0000	0,0792	0,0000	0,0792	17,0627	8,0672	17,0627	8,0672	2,9043	11,2000
27	0,0000	0,7520	0,0000	0,7520	20,4313	12,3890	20,4313	12,3890	3,2286	12,8000
28	0,0000	1,4248	0,0000	1,4248	25,1912	16,0624	25,1912	16,0624	3,6069	14,4000
29	0,0000	1,5831	0,0000	1,5831	30,3906	20,4562	30,3906	20,4562	3,9832	16,0000
30	0,0000	1,7256	0,0000	1,7256	34,3450	23,9136	34,3450	23,9136	4,3094	17,6000
31	0,0000	1,8681	0,0000	1,8681	37,3475	28,7395	37,3475	28,7395	4,5897	19,2000
32	0,0000	2,0106	0,0000	2,0106	40,9357	31,8367	40,9357	31,8367	4,8939	20,8000
33	0,0000	2,1530	0,0000	2,1530	45,2563	36,3746	45,2563	36,3746	5,1341	22,4000
34	0,0000	2,2955	0,0000	2,2955	48,4052	38,4274	48,4052	38,4274	5,4163	24,0000
35	0,0000	3,0079	0,0000	3,0079	51,5541	40,4802	51,5541	40,4802	5,7306	25,6000
36	0,0000	3,4037	0,0000	3,4037	54,7030	47,6831	54,7030	47,6831	5,9067	27,2000
37	0,0000	3,0079	0,0000	3,0079	59,3898	50,3482	59,3898	50,3482	6,1369	28,8000
38	0,0000	2,8496	0,0000	2,8496	62,5387	53,5174	62,5387	53,5174	6,3711	30,4000
39	0,0000	3,9578	0,0000	3,9578	65,6876	57,1669	65,6876	57,1669	6,8195	32,0000
40	0,0000	4,5910	0,0000	4,5910	68,7633	60,8164	68,7633	60,8164	7,0236	33,6000
41	0,0000	5,1451	0,0000	5,1451	70,3743	64,4658	70,3743	64,4658	7,1517	35,2000
42	0,0000	5,2243	0,0000	5,2243	71,9122	66,7707	71,9122	66,7707	7,1737	36,8000
43	0,2958	5,3034	0,2958	5,3034	71,9122	68,9316	71,9122	68,9316	7,2618	38,4000
44	0,2958	5,5884	0,2958	5,5884	75,3540	74,6939	75,3540	74,6939	7,4540	40,0000
45	0,5177	5,8734	0,5177	5,8734	76,6721	77,8632	76,6721	77,8632	7,5721	41,6000
46	0,6656	6,1583	0,6656	6,1583	78,2100	79,4478	78,2100	79,4478	7,7082	43,2000
47	0,8135	6,4433	0,8135	6,4433	79,7478	81,0324	79,7478	81,0324	7,6501	44,8000
48	1,1832	6,7282	1,1832	6,7282	81,3589	84,2017	81,3589	84,2017	7,8423	46,4000
49	1,2572	6,8865	1,2572	6,8865	82,1644	85,7863	82,1644	85,7863	7,7142	48,0000
50	1,4790	6,9657	1,4790	6,9657	82,8967	88,8116	82,8967	88,8116	7,9584	49,6000
51	1,4790	6,9657	1,4790	6,9657	84,4345	89,9640	84,4345	89,9640	7,8122	51,2000
52	1,6270	6,8074	1,6270	6,8074	84,5810	90,6123	84,5810	90,6123	7,7522	52,8000
53	1,6270	6,9393	1,6270	6,9393	86,0456	91,2605	86,0456	91,2605	7,8643	54,4000
54	1,6270	7,0712	1,6270	7,0712	86,9244	92,4130	86,9244	92,4130	7,9744	56,0000
55	1,6270	7,2032	1,6270	7,2032	87,5834	93,5655	87,5834	93,5655	7,8603	57,6000
56	1,6270	7,3351	1,6270	7,3351	87,5834	93,7095	87,5834	93,7095	7,8943	59,2000
57	1,6270	7,4670	1,6270	7,4670	89,1213	94,6459	89,1213	94,6459	7,9524	60,8000
58	1,6270	7,5989	1,6270	7,5989	89,1945	95,5823	89,1945	95,5823	7,8223	62,4000
59	1,6270	7,9947	1,6270	7,9947	89,1945	96,5186	89,1945	96,5186	7,8062	64,0000

Os valores registrados para os mancais 1 e 2 foram replicados para os mancais 3 e 4 respectivamente.

Os valores foram inseridos na matriz nos elementos d(19;1) a d(59;10), onde os valores das colunas representam:

- Coluna 1 a 4: ângulos de rotação das buchas 1 a 4 (°);
- Coluna 5 a 8: ângulos de rotação das engrenagens 1 a 4 (°);
- Coluna 9: cargas verticais (kgf.);
- Coluna 10: tempo (s).

Os dados coletados estão indicados na Tabela 2 que representa uma parte da matriz “d”.

3.5.4 Aquisição de dados para torção

Foram realizados testes consistindo de uma volta completa no parafuso atuador. As rotações por serem manuais não apresentaram um avanço contínuo e constante, porém os valores finais e iniciais de torque para cada 360° permitem uma avaliação da rigidez torsional.

A Figura 40 apresenta o ângulo de rotação de 8,5° após 4 rotações no parafuso. Nesse intervalo cada volta apresenta uma rotação do fixador superior, na primeira rotação o ângulo foi de 2,1° (teste 1), 2,1° na segunda (teste 2), 2,2° na terceira (teste 3) e 2,1° na quarta (teste 4).

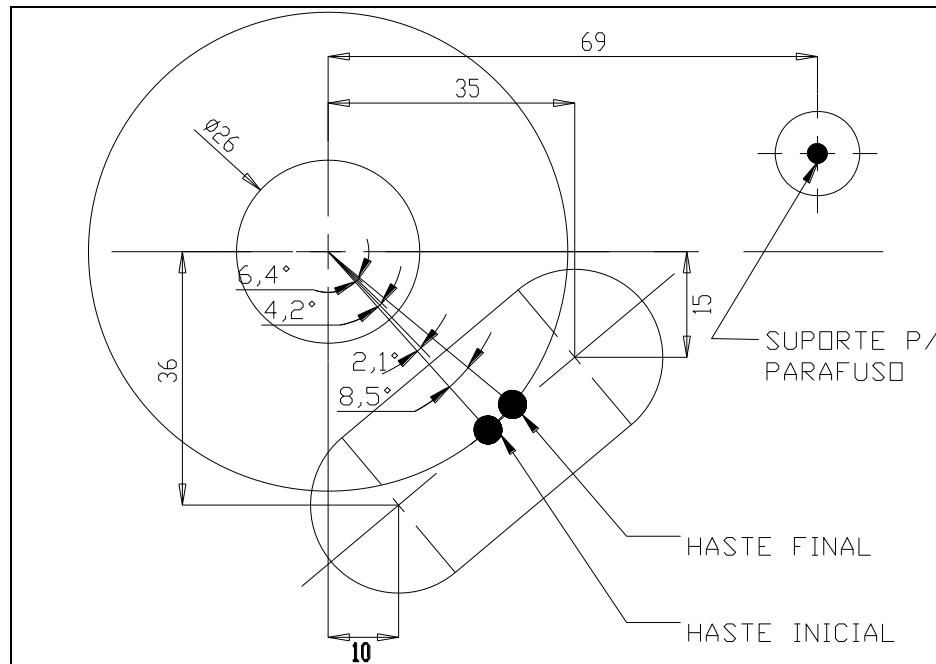
O passo do parafuso é de 1,25 milímetros.

A força final após a 4ª volta do parafuso, medida pela célula de carga de torção, apresentou um valor de 18,7 kgf. Com o raio de atuação da força (braço de alavanca) $R = 38$ mm, se têm o seguinte torque final atuante:

$$T = F_{\text{Célula de carga de torção}} \times 0,038$$

$$T = 7 \text{ N.m} \tag{34}$$

Figura 40 - Curso do parafuso atuador x torção da vértebra L5 do corpo de teste



3.6 MODELAGEM MATEMÁTICA

Foi desenvolvido um modelo similar a coluna vertebral para exemplificar um modelo para testes em “in vitro” e desenvolvido um conjunto manufaturado com dois discos de aço e um disco feito de borracha para realização dos testes e consolidação da ideia do equipamento.

3.6.1 Concepção de modelo similar a coluna vertebral para testes “in vitro”

Os componentes da coluna alvo desse trabalho são todas as possibilidades de pares de vértebras e o disco intervertebral entre as mesmas desde S1-L5 até C1-C2. Para desenvolvimento dessa concepção foram desenvolvidos modelos do disco e das interfaces do disco que são o sacro e a vértebra L5. Para determinação dos parâmetros mecânicos, coeficientes de rigidez e de amortecimento para os diversos movimentos, o disco foi modelado com a composição de diversos conjuntos mola/amortecedor.

Os movimentos para avaliação desses parâmetros são: a flexão no plano sagital, a flexão lateral, a compressão e a torção em torno do eixo longitudinal da coluna, sendo que os movimentos de flexão longitudinal e torção e a flexão lateral e torção são os movimentos

possíveis de serem realizados concomitantemente em função das limitações do dispositivo desenvolvido para esse trabalho.

3.6.1.1 Geometria dos componentes

Para desenvolvimento de um modelo em 3D foi utilizado um modelo de coluna lombar (mod.: A74) adquirido da 3B Scientific conforme mostrado na Figura 41.

Foram realizadas medições com paquímetro, esquadros e mesa de desempenho. Com os dados foi desenhado em 3D: a vértebra L5, o disco intervertebral e a parte do sacro na região do disco conforme mostrado na Figura 42.

O tensor de inércia da vértebra L5 em relação ao seu centro de gravidade (CG) e alinhado com os eixos x, y e z, conforme mostrado na Figura 43 apresenta o seguinte valor expressa em g.mm²:

$$I_{CG} = \begin{bmatrix} 31042 & -185 & -1 \\ -185 & 42839 & 0 \\ -1 & 0 & 20409 \end{bmatrix} \cdot \rho \quad (35)$$

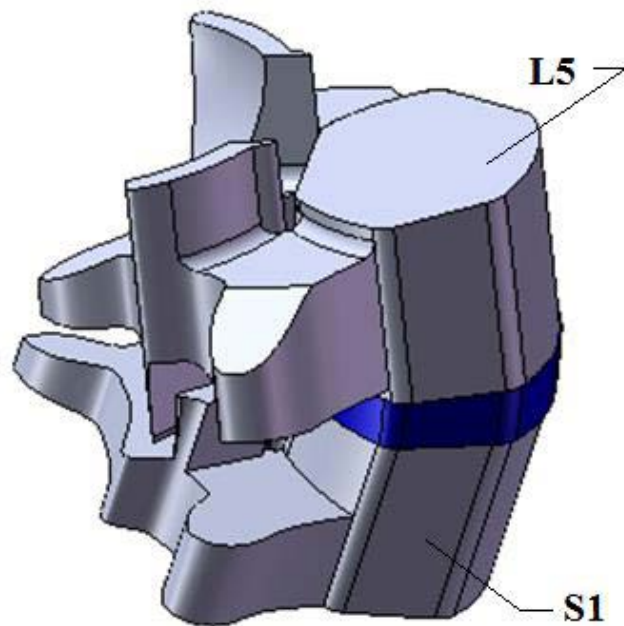
Figura 41 – Modelo tridimensional S1-L5



Onde:

ρ : densidade óssea (g/mm³)

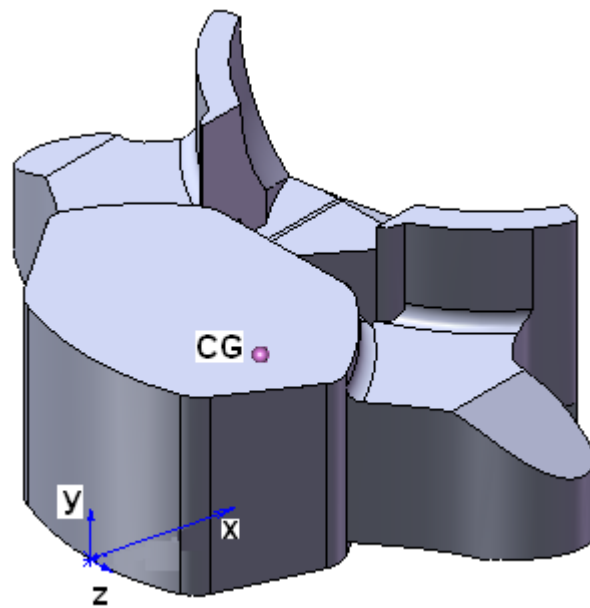
Figura 42 – Desenho em 3D S1-L5



Considerando a densidade da vértebra L5 homogênea, a posição do centro de gravidade em relação aos eixos x/y/z da vértebra, mostrado na Figura 43:

$$CG = [29; 16,1; 0]^T \quad (36)$$

Figura 43 – L5/ posicionamento do CG



3.6.1.2 Modelo matemático de modelo similar à coluna vertebral

Baseado no modelo tridimensional foi desenvolvido um modelo matemático para o disco intervertebral e para os ligamentos das facetas sacro/L5 compostos de molas e amortecedores, conforme mostrado na Figura 44. Para não sobrecarregar a figura, os amortecedores não foram representados, ou seja, onde estão representadas as molas lineares ou torcionais se tem conjuntos mola/amortecedor.

As ligações das facetas da L5 com o sacro estão representadas pelos conjuntos mola/amortecedor lineares verticais e horizontais, esses conjuntos estão denominados na Figura 44 como “faceta”. Os movimentos de torção entre o disco e o sacro e entre o disco e L5 são vinculados através de molas/amortecedores de torção, sendo denominados como “torção disco/L5” e “torção disco/sacro” respectivamente. Para suportar as cargas verticais pelo disco, transmitidas através da vértebra L5 para o sacro, foi modelado um sistema composto por 4 conjuntos molas/amortecedores, denominados “disco” na mesma figura.

As posições de ancoragem do conjunto mola/amortecedor no sacro e na vértebra L5 estão referenciados ao eixo Newtoniano mostrado nas Figuras 44 e 45.

A parte em forma de “L” mostrada nas Figuras 44 e 45 representa o sacro, que nesse estudo é um elemento fixo. Os movimentos são impostos à vértebra L5.

Figura 44 – Modelo sacro/disco/L5

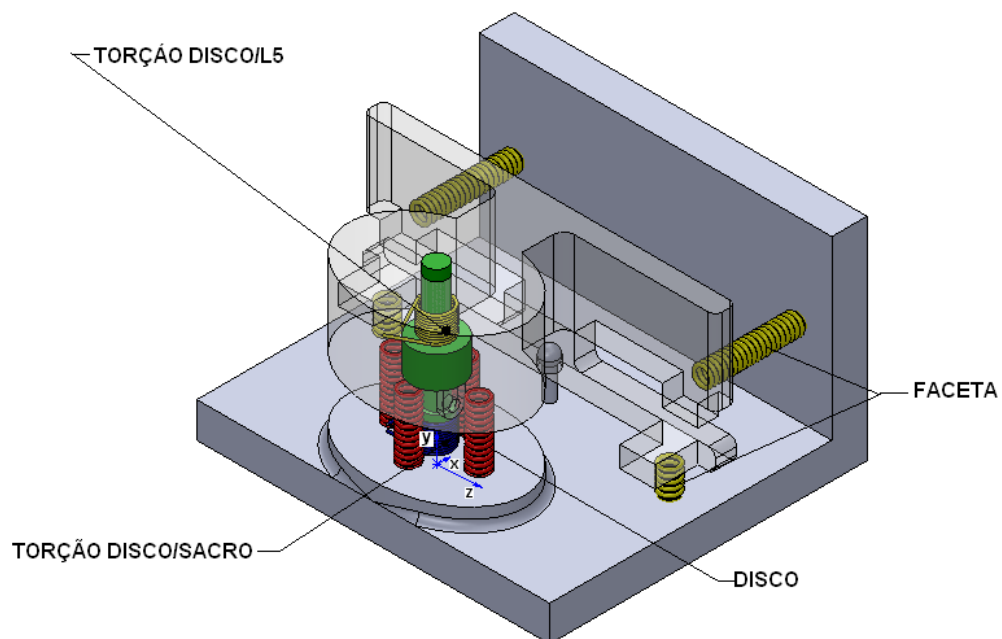
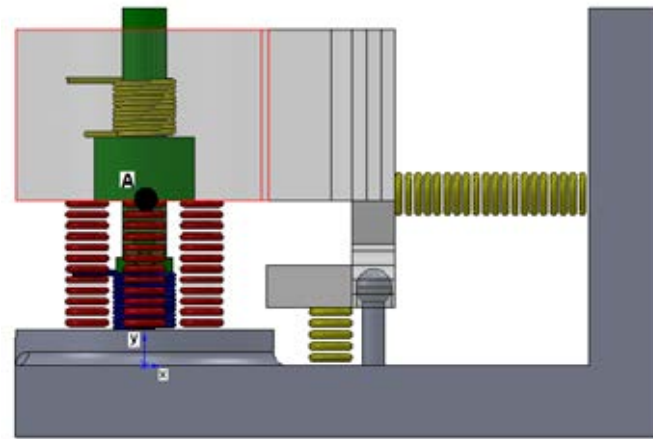


Figura 45 – Modelo sacro/disco/L5 - Referencial adotado



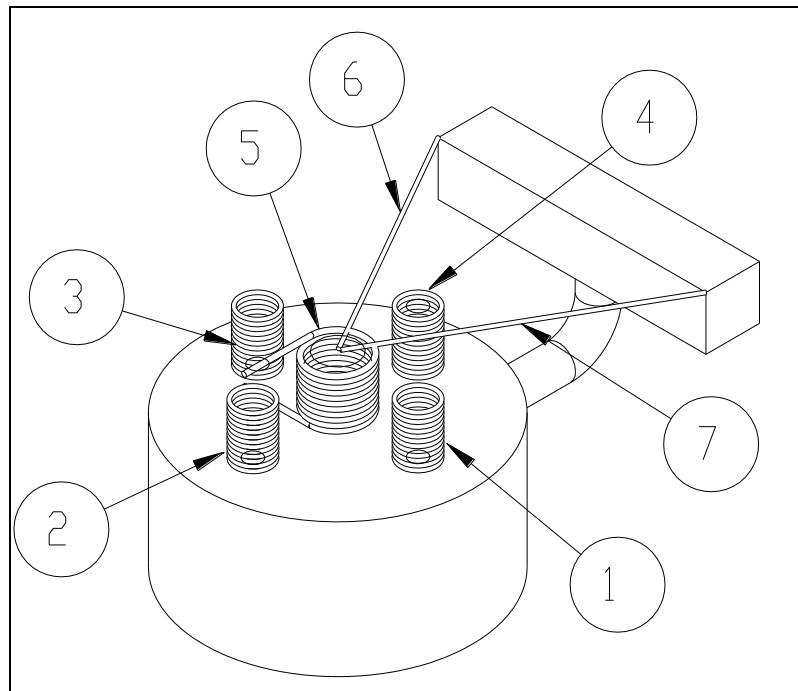
3.6.2 Concepção de modelo para realização dos testes

Como citado, para realização dos experimentos e certificar-se da eficácia do mesmo, foi desenvolvido um corpo de teste com materiais de características mecânicas conhecidas. O corpo de teste está apresentado na Figura 15 e o modelo está apresentado nas Figuras 33, 34 e 46.

As indicações dos conjuntos mola/amortecedor estão indicadas na Figura 46 e o modelo matemático (diagrama) desenvolvido utilizando o SimMechanics está representado na Figura 47. As discriminações dos itens na Figura 46 estão compatibilizadas com os conjuntos mola/amortecedor mostrados no modelo da Figura 47.

As molas 1 a 4 trabalham à tração/compressão, a mola 5 trabalha à torção e as molas 6 e 7 trabalham à tração/compressão para resistirem ao movimento de cisalhamento.

Figura 46 – Discriminação dos conjuntos mola/ amortecedor



3.6.3 Programa de simulação

Para a simulação virtual foi utilizada a ferramenta SimMechanics do Simulink. O Simulink é um aplicativo para modelagem de sistemas dinâmicos lineares e não lineares e esse aplicativo encontra-se na plataforma do MATLAB. A modelagem do Simulink é realizada através de diversos operadores (blocos) que são utilizados nos três sistemas básicos: sinais de entrada, sistema modelado propriamente dito e os sinais de saída. O Simulink fornece diversas opções de métodos numéricos (processadores) possibilitando a escolha do mais adequado para cada sistema e simulações específicas.

O modelo é desenvolvido com a utilização de diversos operadores. De forma sucinta a discriminação da função de cada operador utilizado é a seguinte:

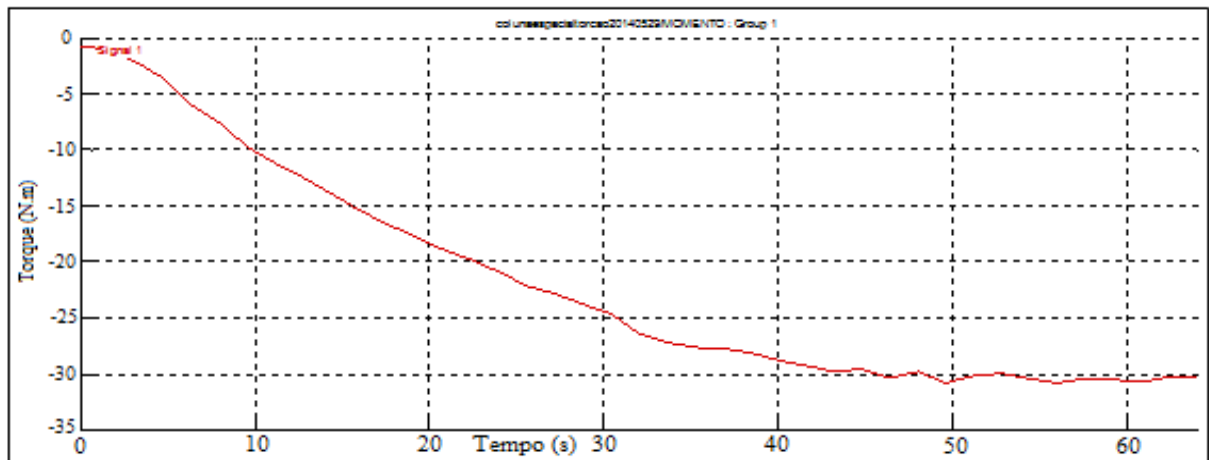
A nomenclatura segue ao discriminado nas Figuras 47 e 48, e entre parênteses o nome do bloco conforme o programa simulinks.

- a) Corpo (*Body*): Esse bloco equivale, no caso dessa tese, aos corpos metálicos do corpo de teste. O inferior chamado de sacro e o superior de vértebra L5;
- b) Atuador (*Body actuator*): Define os esforços generalizados de força e torque aplicados em função do tempo $F(t)$ e $T(t)$. No caso a caixa Atuador 1 mostrada na Figura 48 refere-se ao momento de flexão aplicado ao disco superior. Os outros 3 blocos referem-

se a: carga vertical aplicada (atuador 2), torque em relação ao eixo longitudinal (atuador 3) e o peso próprio (atuador 4). As três entradas conforme mostradas na Figura 48 referem-se aos sinais nos eixos: x (constante 2 = 0), y (constante 3 = 0) e z momento de flexão (“*signal builder*”), a entrada desse sinal no eixo z está indicada na Figura 49.

- c) Constante (*Constant*): Esse bloco gera um valor real ou complexo para os parâmetros utilizados no atuador;
- d) Deslocamento (*Scope*): Permite visualizar sinais de dados (torque/força/deslocamento) em tempo real da simulação;
- e) Mola/amortecedor (molas 1 a 7): Esse bloco define o valor da constante de mola, o comprimento livre da mola e a constante de amortecimento;
- f) Junta (*Joint*): Bloco que define o grau de liberdade entre dois corpos, nesse caso entre o sacro e L5. Os blocos permitem juntas com até 6 graus de liberdade;
- g) *Joint springer & damper*: Nesse bloco são definidas as constantes de mola e de amortecimento lineares e rotacionais em 3 direções ortogonais;
- h) *Body sensor*: Esse bloco mede os parâmetros cinemáticos posição/velocidade/aceleração de pontos do corpo;
- i) Sensor de deslocamento (*Joint sensor*): Esse bloco mede os parâmetros cinemáticos e as reações Força/Torque através da junta;
- j) *Machine environment*: Nesse bloco são determinados os parâmetros de simulação e de ambiente de trabalho, tais como: gravidade, modelo de análise (nesse trabalho foi utilizado a dinâmica direta), espaço de simulação (1 a 3D) e tipo de resolução das restrições (vínculos);
- k) *Ground*: Esse bloco trabalha posiciona o eixo de referência do sistema. Nesse caso ligado ao sacro;
- l) *Weld*: A ligação desse bloco a um corpo define uma ancoragem absoluta, ou seja, nenhum grau de liberdade ao corpo. Foi utilizado esse bloco para tornar o sacro um corpo fixo.

Figura 49 – Entrada de dados do atuador 1 – Momento de flexão



3.6.4 Simulação

Para realização da simulação foi elaborado o modelo conforme mostrado nas Figuras 46 a 48.

Para realização da simulação, foram utilizados naturalmente os esforços registrados dos testes.

O modelo de simulação foi mostrado na Figura 47.

Para introdução dos parâmetros das molas 1 a 7 foram feitos cálculos para essas constantes de mola e amortecimento baseados na borracha utilizada.

3.6.4.1 Dados do anel de borracha (disco intervertebral)

A borracha utilizada apresenta as seguintes características:

Borracha de neoprene com dureza shore A 70.

3.6.4.2 Constante de rigidez das molas 1 a 4

O detalhamento de cálculo dessas molas está apresentado no Apêndice B – item 1. Os pontos de ancoragem de cada conjunto amortecedor/mola estão mostrados na Figura 29, que são os pontos P21 a P24 na L5 e P31 a P34 no sacro. O valor encontrado foi de:

$$k_1 \text{ a } k_4 = 550.000 \text{ N/m}$$

3.6.4.3 Constante de rigidez da mola 5

O detalhamento de cálculo dessa mola está apresentado no Apêndice B – item 2. Os pontos de ancoragem do conjunto amortecedor/mola estão mostrados na Figura 29, que são os pontos P20 na L5 e P30 no sacro. O valor encontrado foi de:

$$k_t = 1,28 \text{ N.m/grau}$$

3.6.4.4 Constante de rigidez das molas 6 e 7

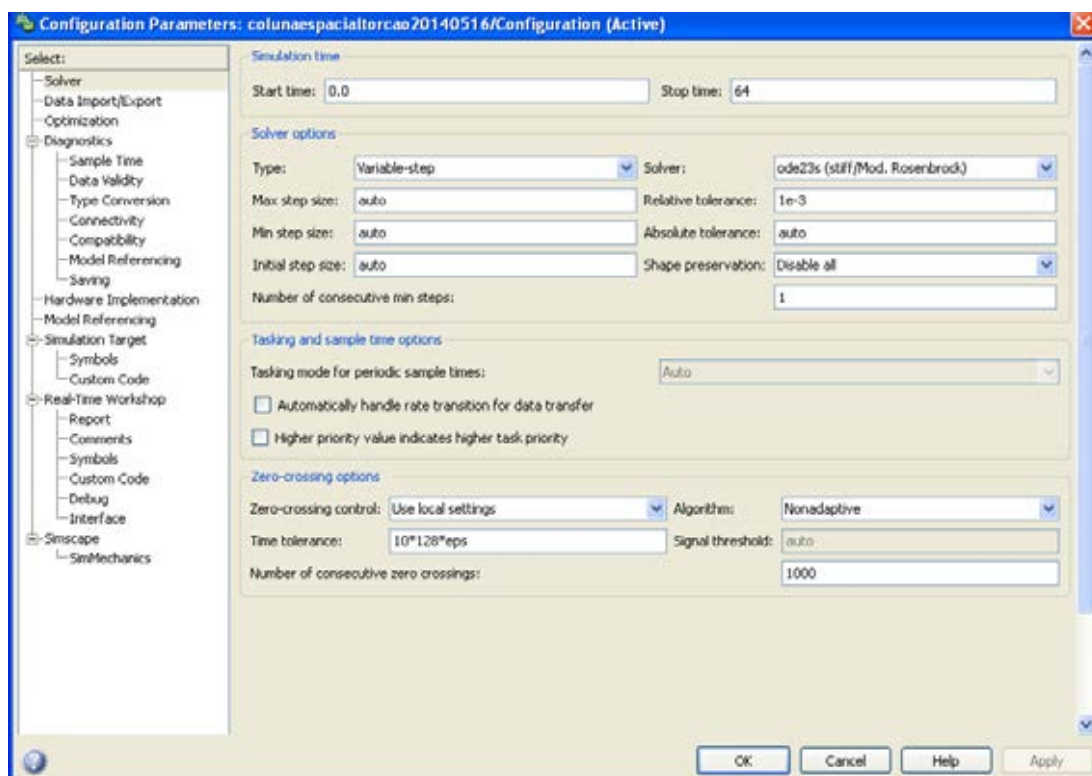
O detalhamento de cálculo dessas molas está apresentado no Apêndice B – item 3. Os pontos de ancoragem do conjunto amortecedor/mola estão mostrados na Figura 46. O adendo (bloco retangular) colocado no modelo matemático no sacro foi para possibilitar as ancoragens das molas horizontais. O valor encontrado foi de:

$$k_6 \text{ e } k_7 = 156.000 \text{ N/m}$$

3.6.4.5 Parâmetros do programa de simulação

Os parâmetros de simulação utilizados estão mostrados na Figura 50.

Figura 50 - Parâmetros de simulação no SimMechanics



Importante frisar que a velocidade de cálculo depende fundamentalmente do processador. No caso dessa modelagem foi utilizado o processador indicado na Figura 50.

As Figuras 51 e 52 apresentam imagens do modelo resultante do SimMechanics sem esforço e após aplicação dos esforços.

O programa foi iniciado com os valores de molas conforme os valores de 3.6.4.2 a 3.6.4.4.

A maior velocidade (média) ocorreu no ponto P24 no intervalo entre 44,8 e 46,4 segundos e apresentou um valor de 0,29 mm/s, devido a essa ordem de grandeza das velocidades o efeito de amortecimento apresenta um valor desprezível em relação a força devida ao efeito mola.

Figura 51 - Modelo de simulação sem aplicação de esforços

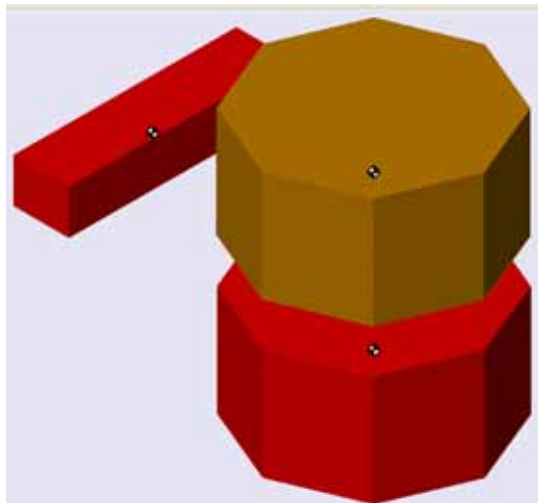
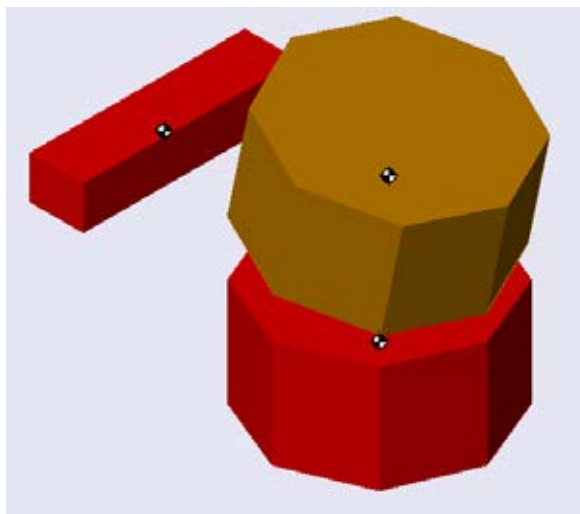


Figura 52 - Modelo de simulação na posição final

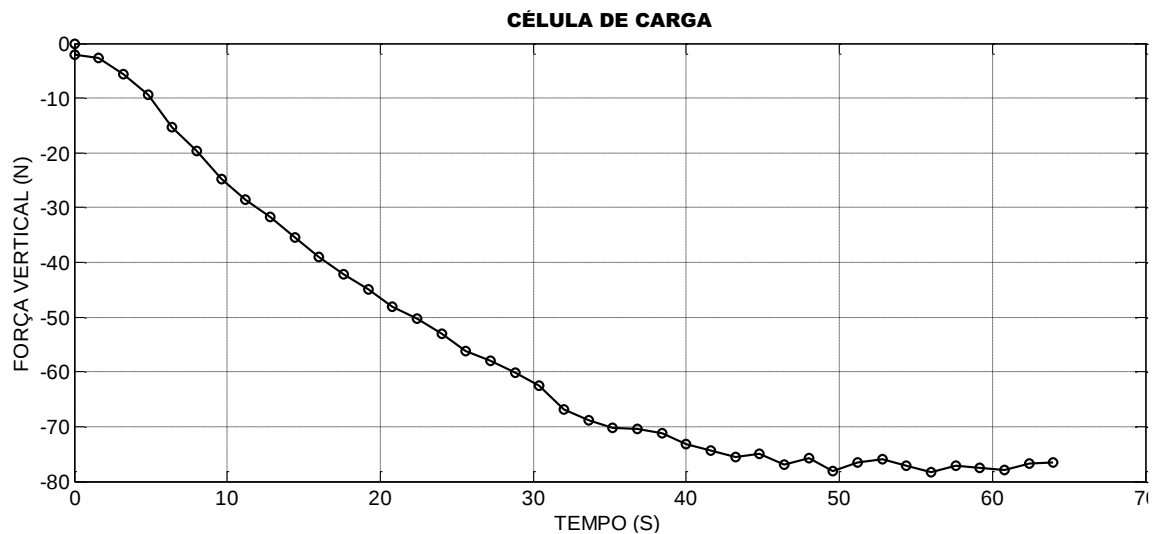


4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

A seguir são apresentados os resultados para os testes realizados com o corpo de teste, os resultados obtidos com a simulação e o comparativo entre os resultados experimentais e os obtidos com a simulação no SimMechanics.

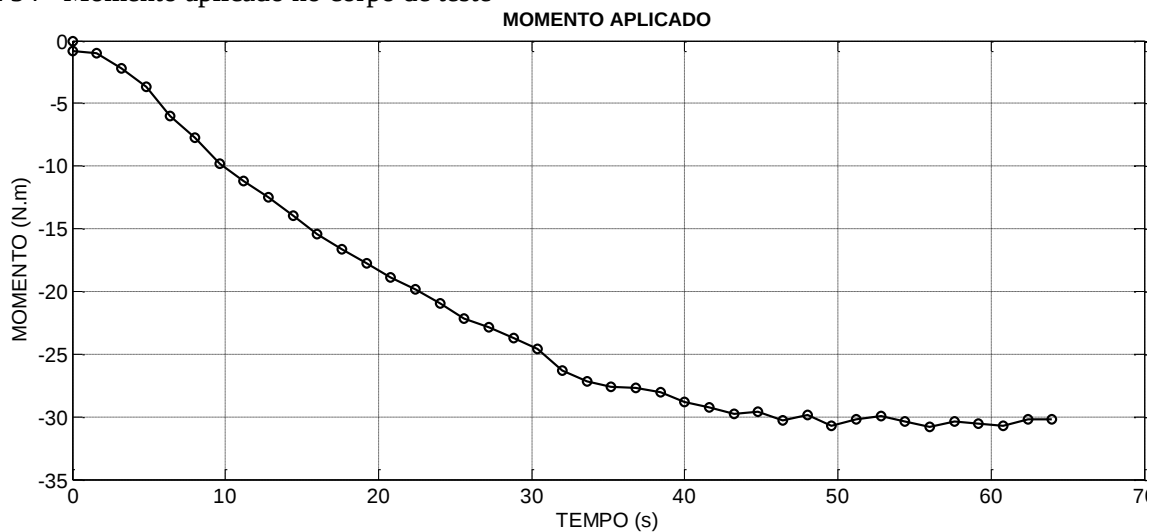
A Figura 53 apresenta os esforços aplicados e medidos pela célula de carga de flexão.

Figura 53 - Dados de força registrados pela célula de carga



Na Figura 54 é apresentado o momento devido à distância de 394 mm da aplicação da força ao centro da vértebra. Esses esforços mostrados nas Figuras 53 e 54 foram aplicados nas simulações.

Figura 54 - Momento aplicado no corpo de teste



Com os dados medidos pelos potenciômetros e com o processamento realizado pelo programa MATLAB foram obtidas as curvas de posicionamento dos pontos P22 e P24.

Para a comparação entre a simulação e a experimentação, foram confrontados os deslocamentos verticais desses dois pontos apresentados nas curvas das Figuras 55 e 56.

Figura 55 - Deslocamento do ponto P22 na direção vertical (y)

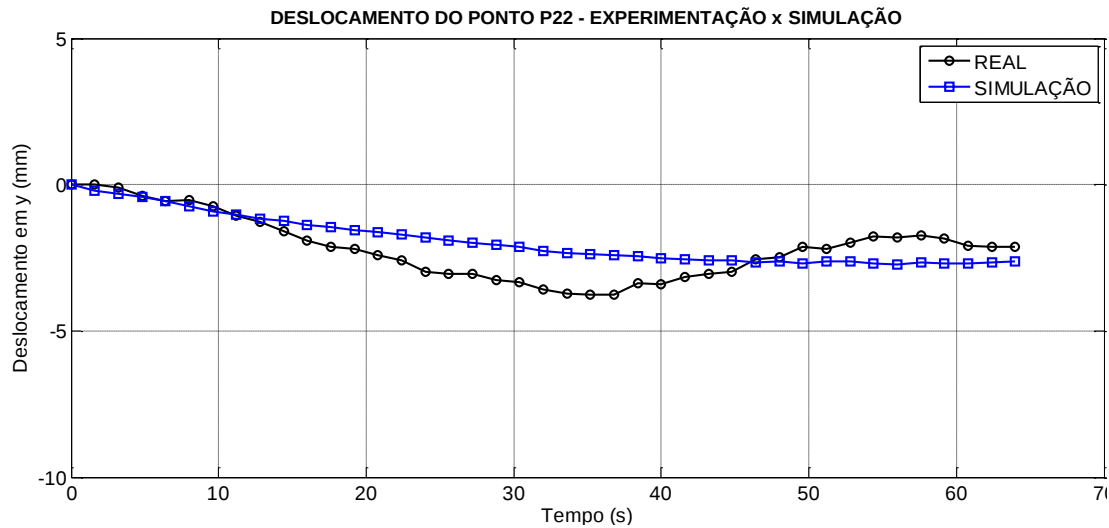
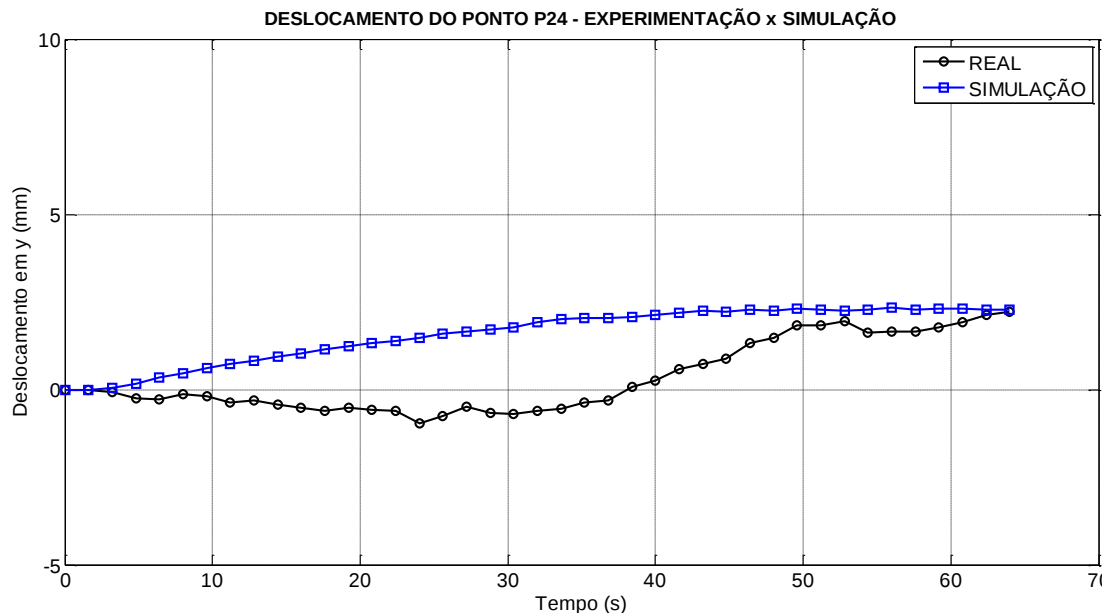


Figura 56 - Deslocamento do ponto P24 na direção vertical (y)



Houve uma maior proximidade entre as curvas real e simulada em relação ao ponto P22, mas apresenta uma convergência a partir do tempo de 50 segundos para ambas as curvas (pontos P22 e P24).

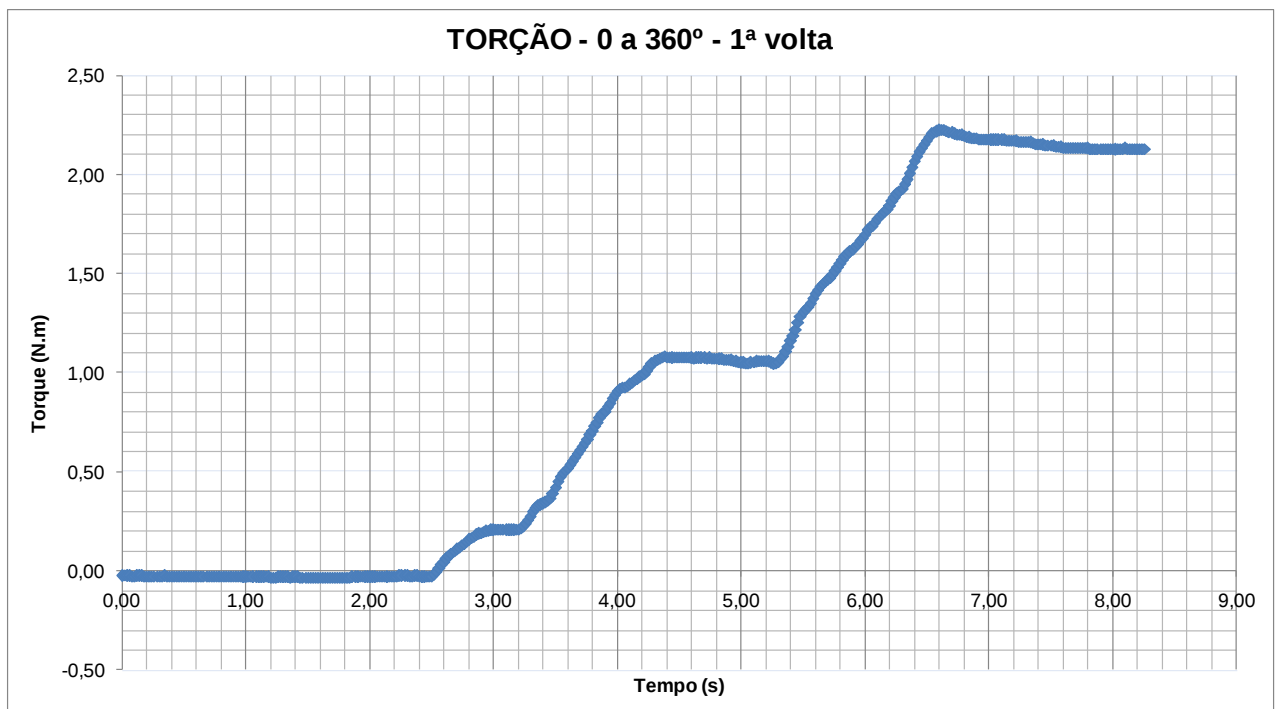
No início os deslocamentos, naturalmente em relação ao tempo final do teste, apresentam valores menores do deslocamento em y. A proporção que o deslocamento vertical aumenta, o valor simulado se aproxima do valor do experimento.

Os pontos P22 e P24 foram escolhidos por serem os pontos de ancoragem das molas e amortecedores, e os mesmos se encontram a uma distância do centro do corpo de teste em 12 mm.

Na simulação os valores de rigidez das molas 1 a 4 foram exatamente o valor calculado de 550.000 N/m conforme 3.6.4.2.

Nas Figuras 57 a 59 estão apresentadas as torções reais em torno do eixo longitudinal do corpo de teste. A volta indicada em 360° é a rotação do parafuso atuador equivalente a um avanço igual ao passo. Nesse teste esse avanço impôs uma rotação vértebra de $2,1^\circ$.

Figura 57 - Ângulo de rotação da vértebra: $2,1^\circ$



Foi utilizado na simulação o torque final de 7 N.m conforme indicado na Figura 59, e utilizando a rigidez torsional calculada de 1,28 N.m/grau conforme 3.6.4.3. A aplicação do torque na simulação foi em rampa, conforme mostrado na Figura 60, no período entre 64 (final da flexão) e 72 segundos.

Figura 58 - Ângulo de rotação da vértebra: 2,1°

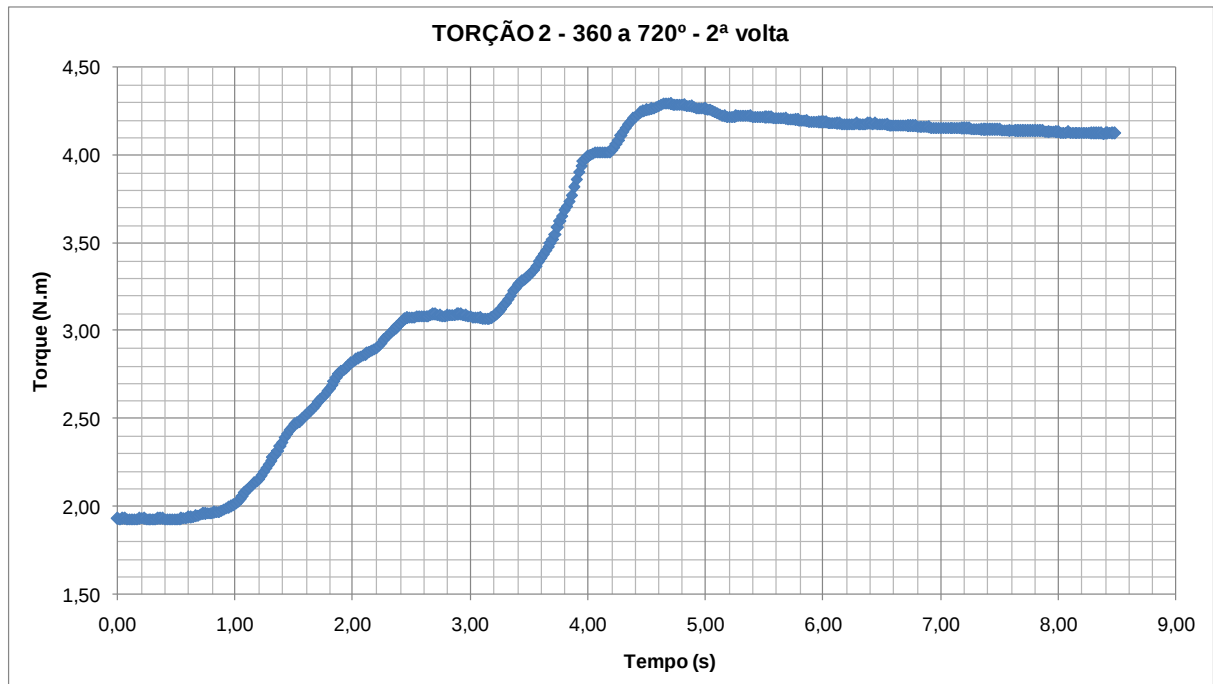
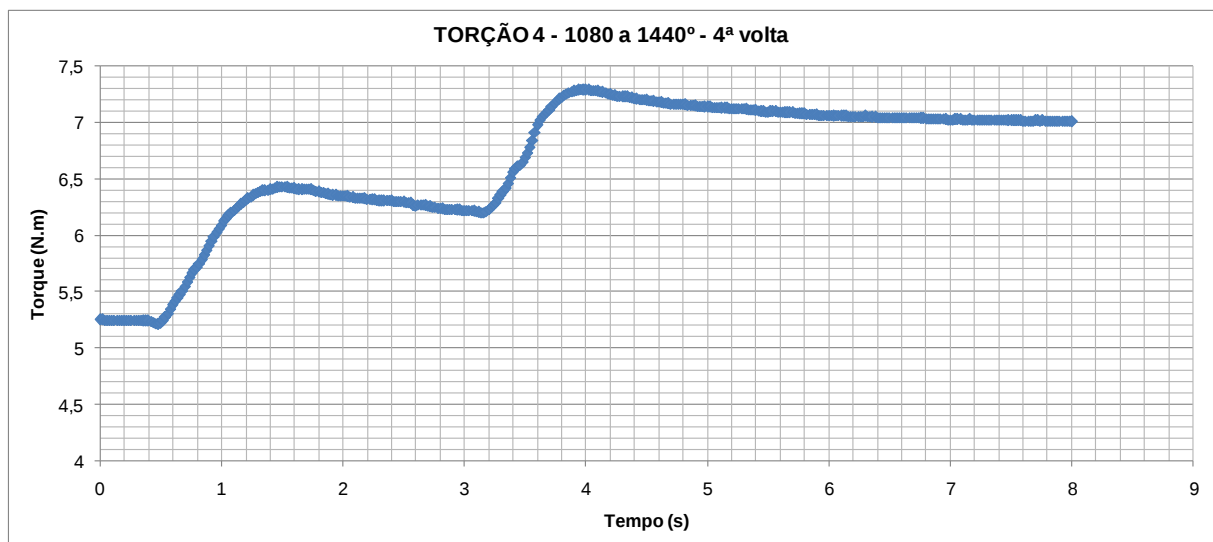


Figura 59 - Ângulo de rotação da vértebra: 2,1°



O resultado do ângulo de torção encontrado na simulação de 8,5°, foi exatamente igual ao obtido na experimentação, vide a Figura 40.

Na Figura 61 está mostrada a curva do ângulo de torção obtida na simulação.

Figura 60 - Aplicação de torque de 0,0 a 7,0 N.m - Período de 64 a 72 segundos

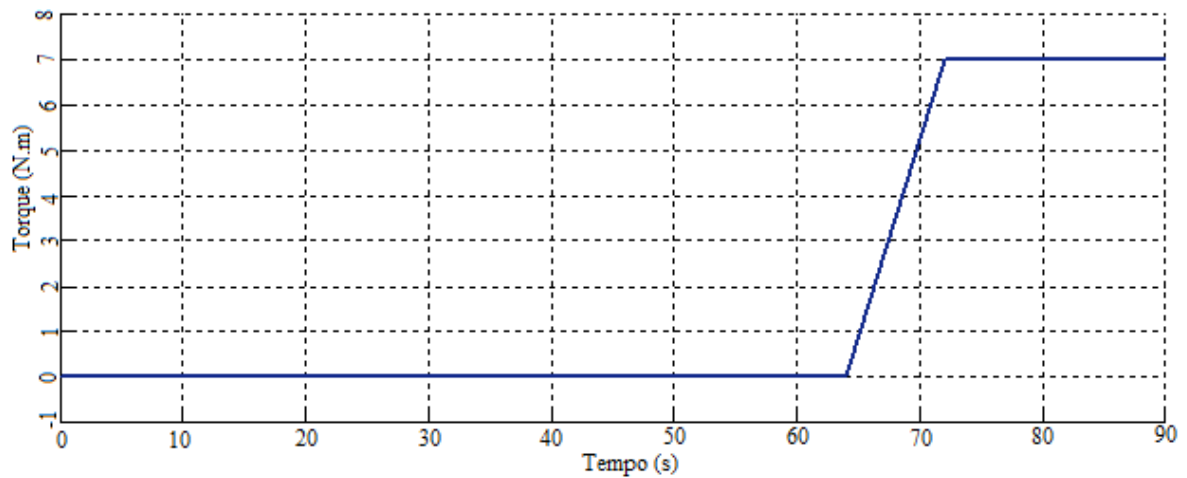
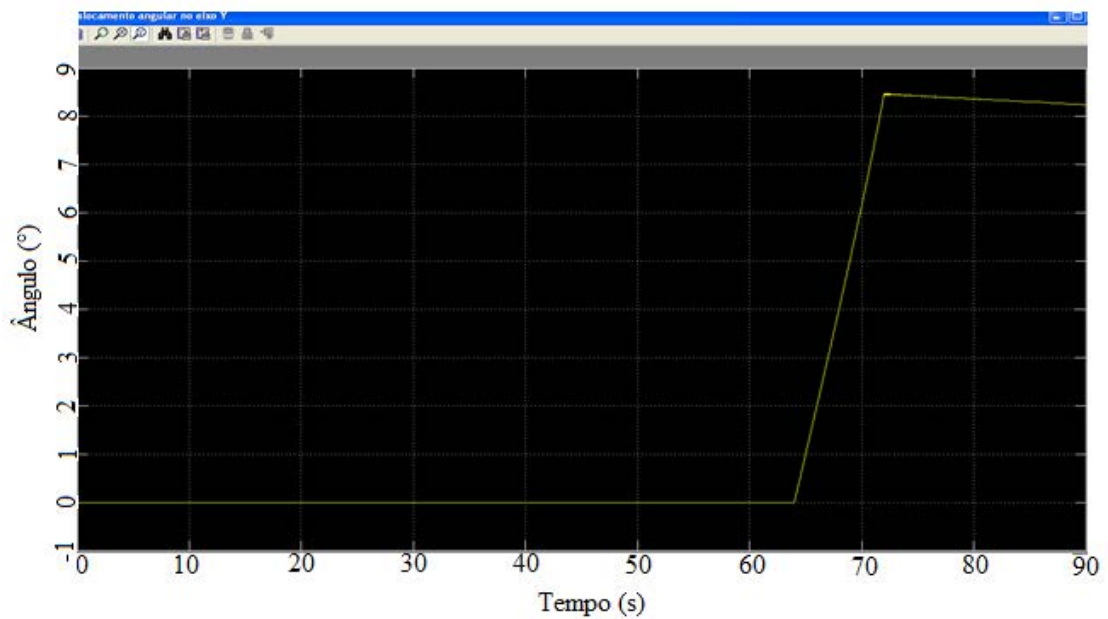


Figura 61 - Ângulo de torção de 8,5°



Na simulação o valor calculado para as molas horizontais (6 e 7) foram majoradas para 220.000 N/m em relação ao calculado de 156.000 N/m conforme valor em 3.6.4.4. Com os valores de 156.000 N/m o modelo mostrou-se instável na simulação. Entre todas as molas pré-calculadas tendo por base os dados do elastômero utilizado, essa foi a única mola cujo coeficiente de rigidez teve que ser ajustado.

Os potenciômetros utilizados apresentam uma precisão de 5%. Para curvas cinemáticas mais precisas é importante utilizar sensores com maior precisão, pois em função da utilização de vários potenciômetros o erro aumenta exponencialmente.

A utilização de um atuador vertical, atua sobre a célula de carga de flexão, para provocar movimentos mais rápidos (cilindros pneumáticos ou motores de passo) de flexão possibilitará análise dos parâmetros de amortecimento.

5 CONCLUSÕES

A proposta desse trabalho foi o desenvolvimento de um equipamento de baixo custo, a elaboração de um programa matemático para transformar os dados coletados nos sensores desse equipamento para obtenção dos dados cinemáticos e o desenvolvimento de um programa de simulação para comparar com os dados obtidos em testes “in vitro” em partes de coluna vertebral e avaliar mecanicamente discos intervertebrais, e dessa forma fornecer informações para manufatura de próteses no que tange a escolha de elastômeros ou compostos mais adequados.

Pelos dados e curvas obtidas pode-se dizer que o objetivo foi alcançado. O programa de processamento dos dados e o programa de simulação se mostraram eficazes. O equipamento mostrou-se adequado na realização dos testes, naturalmente algumas melhoras podem ser realizadas no equipamento, como atuadores mais rápidos e sensores mais precisos.

Os dados utilizados da literatura, para avaliação dos parâmetros mecânicos da borracha do corpo de teste, mostraram-se adequados para a determinação dos dados iniciais utilizados na simulação. Somente foi alterada a rigidez horizontal do elastômero, as demais foram utilizadas exatamente como calculadas.

Os dados obtidos nos testes fornecem subsídios para melhorar o equipamento, que apresenta uma concepção inédita, e o sistema utilizado, por tratar-se naturalmente de um protótipo, para obtenção de dados com maior exatidão.

REFERÊNCIAS

- AHN, H. S.; DIANGELO, D. J. Biomechanical Testing Simulation of a Cadaver Spine Specimen Development and Evaluation Study. **Lippincott Williams & Wilkins, Inc. - Spine**, 2007. SPINE v. 32, no 11, p E330–E336.
- AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. **ASTM F2346**: Standard test methods for static and dynamic Characterization of spinal artificial discs. [S.l.]: [s.n.]. 2010.
- CAETANO, M. J. L. Módulo de Elasticidade, Módulo de Young, Módulo ao Corte e Módulo de compressibilidade. **CTB Ciência e tecnologia da borracha**, 19 fevereiro 2011. Disponível em: <<http://www.ctb.com.pt/>>. Acesso em: 28 maio 2014.
- CRIPTON, P. A. . E. A. Animation of in vitro biomechanical tests. **Journal of Biomechanics**, 2001. v34, p1091-1096.
- CRISCO, J. J.; FUJITA, L.; SPENCINER, D. B. The dynamic flexion/extension properties of the lumbar spine in vitro using a novel pendulum system. **Journal of biomechanics**, 2007. v. 40, p. 2767-2773.
- DENNISON, C. R. E. A. Ex vivo measurement of lumbar intervertebral disc pressure using fibre-Bragg gratings. **Journal of biomechanics**, 2008. v. 41, p. 221-225.
- DOLAN, P.; ADAMS, M. A. Recents advances in lumbar spinal mechanics and their significance for modelling. **Clinical Biomechanics**, 2001. suppl. 1, p. S8-S16.
- GARBIM, V. J. www.cenne.com.br. **CENNE conhecimento estratégico em negócio**, 27 março 2013. Disponível em: <<http://www.cenne.com.br/>>. Acesso em: 28 maio 2014.
- GUERREIRO, L. **Comportamento de Blocos de elastômeros (borrachas)**. Instituto Técnico Superior. Lisboa, p. 46. 2003.
- HALL, S. J. **Biomecânica Básica**. 3. ed. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2009. 417 p.
- HOLM, S. E. A. Intradiscal pressure in the degenerated porcine intervertebral disc. **Veterinary and comparative orthopaedics and traumatology**, 2007. v20:p29-33.
- LEMOES, F. F. **Influência da desidratação no comportamento mecânico do disco intervertebral lombar**. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica - Projetos e Materiais) - Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista. Guaratinguetá, p. 109. 2011.
- SCHMIDT, H. E. A. Response analysis of the lumbar spine during regular daily activities - A finite element analysis. **Journal of biomechanics**, 2010. v. 43, p. 1849-1856.
- SKRZYPIEC, D. M. E. A. Shear strength of the human lumbar spine. **Clinical Biomechanics**, 2012. v.27, p646-651.

STRANGE, E. A. Restoration of compressive loading properties of lumbar discs with a nucleus implant—a finite element analysis study. **The Spine Journal**, 2010. v. 10, p. 602-609.

TOMAZINI, J. E. **O método de Kane aplicado a um modelo de corpo humano para obtenção da pressão intradiscal na coluna lombar**. Tese (Livre Docência) - Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista. Guaratinguetá. 2009.

WILKE, H. J. E. A. Intradiscal pressure together with anthropometric data – a data set for the validation of models. **Clinical Biomechanics**, 2001. v. 16, suppl. 1, p. S111-S126.

WILKE, H. J. E. A. A new laser scanning technique for imaging intervertebral disc displacement and its application to modeling nucleotomy. **Clinical Biomechanics**, 2008. v. 23, suppl. 3, p. S260-S269.

ZHU, Q. E. A. Kinematic evaluation of one- and two-level Maverick lumbar total disc replacement caudal to a long thoracolumbar spinal fusion. **European Spine Journal**, 2012. v. 21, suppl. 5, p. 599–611.

APÊNDICE A – Programa para 41 posições

'PARA INSERÇÃO DE DADOS: todos os dados serão inseridos na matriz d(i,10)';
'ETAPA 1: ZERAR - POSIÇÃO ZERO (1)';
'O REFERENCIAL FIXO SERÁ POSICIONADO NO PONTO P2F';
'Os pontos fixos referentes à P1/P2/P3/P4 serão os pontos P1F/P2F/P3F/P4F';
'Os pontos fixos P1F/P2F/P3F/P4F referem-se à placa fixa';
'Os pontos móveis P1/P2/P3/P4 referem-se à placa móvel';
'Zerar o equipamento – a)fixar o trecho da coluna nos copos fixadores (inferior e superior);
b) efetuar as medições dos ângulos e das posições dos pontos 20 @ 24 e 30 @ 34';
'Posição inicial dos pontos P1, P2, P3 e P4';
'ETAPA 1.1: Medem-se as coordenadas “x” e “y” e os ângulos entre os trechos P1/P1F;
P2/P2F; P3/P3F e P4/P4F e a linha horizontal';
'Dados na linha 1 da coluna 1 @ 10';
d=zeros(468,15);
unitarioi=zeros(3,1);
unitarioj=zeros(3,1);
unitariok=zeros(3,1);
d(1,1)=input('p1x(1)=');
d(1,2)=input('p1y(1)=');
d(1,3)=input('p2x(1)=');
d(1,4)=input('p2y(1)=');
d(1,5)=input('p3x(1)=');
d(1,6)=input('p3y(1)=');
d(1,7)=input('p4x(1)=');
d(1,8)=input('p4y(1)=');
d(1,9)=input('valor de f=');
d(1,10)=input('valor distância entre mancais 1 e 2 =');
'ETAPA 1.2: Comprimentos iniciais das hastes';
'Dados na linha 2 da coluna 1 @ 4';
d(2,1)=sqrt((d(1,1)-d(1,10))^2+d(1,2)^2);
d(2,2)=sqrt(d(1,3)^2+d(1,4)^2);
d(2,3)=sqrt((d(1,5)-d(1,10))^2+d(1,6)^2);
d(2,4)=sqrt(d(1,7)^2+d(1,8)^2);
' ETAPA 1.3: Ângulo (graus) de inclinação das hastes em relação à placa fixa – medidas com
goniômetro';
'Dados na linha 3 da coluna 1 @ 4';
d(3,1)= input('ANG1(1)=');
d(3,2)= input('ANG2(1)=');
d(3,3)= input('ANG3(1)=');
d(3,4)= input('ANG4(1)=');
'ETAPA 1.4: Posicionamento da coluna em relação ao dispositivo';
'Medir as posições iniciais dos pontos P20, P21, P22, P23 e P24';
'Essas posições dos pontos P20 @ P24 referem-se ao referencial fixado à placa móvel';
'Medem-se as coordenadas “y” entre os pontos 20 @ 24 (vértebra L5) em relação ao
referencial FIXADO na placa móvel. Esses pontos são considerados fixos em relação à placa
móvel';
'Dados na linha 4 da coluna 1 @ 10';
d(4,1)= input('Y20=');
d(4,2)= input('Y21=');

```

d(4,3)= input('Y22=');
d(4,4)= input('Y23=');
d(4,5)= input('Y24=');
d(5,1)= input('X20=');
d(5,2)= input('X21=');
d(5,3)= input('X22=');
d(5,4)= input('X23=');
d(5,5)= input('X24=');
'Posição inicial dos pontos P30, P31, P32, P33 e P34';
'Essas posições serão referidas ao ponto fixo na placa fixa P2F';
'A distância entre os pontos 20 e 30 para os pontos 21/31 @ 24/34 = f';
d(4,6)= input('Y30=');
d(4,7)= input('Y31=');
d(4,8)= input('Y32=');
d(4,9)= input('Y33=');
d(4,10)= input('Y34=');
d(4,11)= input('X30=');
d(16:18,6)=[d(4,11);-d(4,6);100];
V30= d(16:18,6);
'ETAPA 2: REGISTRO DE DADOS PARA DIVERSAS POSIÇÕES (1 @ 41)';
'Nessa etapa serão registrados os valores obtidos nos tempos de 1 @ 41: ângulos de rotação dos 4 mancais móveis, os ângulos que registram os deslocamentos das 4 hastes, as cargas indicadas pela célula de carga e o tempo demandado';
'Será utilizada a matriz de dados “d” para armazenar todos os valores, vetores e matrizes de rotação para o intervalo de 1 a 41';
'ETAPA 2.1: Rotações dos potenciômetros';
'Para essa etapa os potenciômetros registram os ângulos de giro';
'Esses dados são obtidos pelo sistema de aquisição de dados';
'ANG1(n): Representa a rotação do potenciômetro 1 (posições de 1 a 41) – rotação do mancal do ponto P1';
'ANGT1(n): Representa a rotação do potenciômetro de translação 1 (posições de 1 a 41) – translação da haste do ponto P1';
'Olhando-se de P1F/P2F para P3F/P4F – ângulo positivo no sentido anti-horário (Z-)';
'A carga compressiva simula o peso próprio do corpo';
peso=input('peso =');
d(1,11)=peso;
for i=19:59,
d(i,1)=input('ANG(1)=');
end,
for i=19:59,
d(i,2)=input('ANG(2)=');
end,
for i=19:59,
d(i,3)=input('ANG(3)=');
end,
for i=19:59,
d(i,4)=input('ANG(4)=');
end,
for i=19:59,
d(i,5)=input('ANGT(1)=');

```

```

end,
for i=19:59,
d(i,6)=input('ANGT(2)=');
end,
for i=19:59,
d(i,7)=input('ANGT(3)=');
end,
for i=19:59,
d(i,8)=input('ANGT(4)=');
end,
for i=19:59,
d(i,9)=input('Célula de carga=');
end,
for i=19:59,
d(i,10)=input('Tempo =');
end,
'ETAPA 2.2: Rotações dos potenciômetros x translação da haste';
'Dados na linha 6 da coluna 5 @ 8';
'Translação da haste a cada grau de giro dos potenciômetros de translação';
'tr1 – equivale o valor de translação por grau de giro';
tr1=input(' tr1=');
tr2=input(' tr2=');
tr3=input(' tr3=');
tr4=input(' tr4=');
d(6,5)=tr1;
d(6,6)=tr2;
d(6,7)=tr3;
d(6,8)=tr4;
'ETAPA 2.3: Comprimento das hastes';
'L1 @ L4 – equivale ao acréscimo de translação da haste (1 @ 4) em relação a posição “zero (1)” + o comprimento inicial da haste (pos.(1))';
'Acréscimo do comprimento das hastes';
for i=20:59,
for j=5:8,
 $d(i,j+6)=((d(i,j)-d(19,j))*d(6,j))*((-1)^{(j+1))}$ ;
end,
end,
'Comprimento das hastes – somando-se o comprimento na posição (1)';
for i=60:99,
for j=1:4,
d(i,j+10)=d(i-40,j+10)+d(2,j);
end,
end,
'Todos os dados registrados estão anotados';
'ETAPA 3: CÁLCULO PARA AS POSIÇÕES 2 @ 41';
'ETAPA 3.1: Vetores posição dos pontos P1 @ P4 em relação aos referenciais móveis fixados aos mancais rotativos P1F @ P4F';
'ETAPA 3.2: Matrizes de rotação dos referenciais móveis fixados aos mancais rotativos em relação ao referencial fixo';

```

```

'Valores dos ângulos [ANG1@4(1)(goniômetro) + (ANG1@4(2@41)-ANG1@4(1)(leitura)] -
transformados para radianos';
for i=60:99,
for j=1:4,
d(i,j)=(((d(i-40,j)-d(19,j))*(-1))+d(3,j))*pi/180;
end,
end;
'Matrizes rotação posição (1)';
for j=1:4,
u=1+3*(j-1);
v=2+3*(j-1);
x=3+3*(j-1);
y=100;
w=101;
z=102;
d(y,u)= cos(d(3,j)*pi/180);
d(y,v)= sin(d(3,j)*pi/180);
d(y,x)=0;
d(w,u)= -sin(d(3,j)*pi/180);
d(w,v)= cos(d(3,j)*pi/180);
d(w,x)=0;
d(z,u)=0;
d(z,v)=0;
d(z,x)=1;
end;
'Matrizes rotação posição (2) @ (41)';
for i=1:40;
for j=1:4,
u=1+3*(j-1);
v=2+3*(j-1);
x=3+3*(j-1);
y=103+3*(i-1);
w=104+3*(i-1);
z=105+3*(i-1);
d(y,u)= cos(d(i+59,j));
d(y,v)= sin(d(i+59,j));
d(y,x)=0;
d(w,u)= -sin(d(i+59,j));
d(w,v)= cos(d(i+59,j));
d(w,x)=0;
d(z,u)=0;
d(z,v)=0;
d(z,x)=1;
end,
end;
A1_1= d(100:102,1:3);
A2_1= d(100:102,4:6);
A3_1= d(100:102,7:9);
A4_1= d(100:102,10:12);
A1_41= d(220:222,1:3);

```

```

A2_41= d(220:222,4:6);
A3_41= d(220:222,7:9);
A4_41= d(220:222,10:12);
'ETAPA 3.3: Vetores posição dos pontos P1 @ P4 em relação aos referencial fixo no ponto P2F';
'Determinação dos vetores VMP1/2/3/4_1';
for j=1:4,
d(223:225,j)=[d(2,j);0;0];
end;
'Determinação dos vetores VMP1/2/3/4_2 @ VMP1/2/3/4_41';
for i=1:40,
for j=1:4,
u=11+(j-1);
y=226+3*(i-1);
w=227+3*(i-1);
z=228+3*(i-1);
ya=60+(i-1);
d(y:z,j)=[d(ya,u);0;0];
end,
end;
'VMP1_1=d(223:225,1);VMP4_41=d(343:345,4)';
'Determinação dos vetores VP1/2/3/4_1 @ VP1/2/3/4_41';
'Determinação dos vetores VP1_1 @ VP1_41';
for i=1:41,
y=223+3*(i-1);
z=225+3*(i-1);
ya=100+3*(i-1);
za=102+3*(i-1);
d(y:z,5)=d(ya:za,1:3)*d(y:z,1)+[170;0;0];
end;
'Determinação dos vetores VP2_1 @ VP2_41';
for i=1:41,
y=223+3*(i-1);
z=225+3*(i-1);
ya=100+3*(i-1);
za=102+3*(i-1);
d(y:z,6)=d(ya:za,4:6)*d(y:z,2)+[0;0;0];
end;
'Determinação dos vetores VP3_1 @ VP3_41';
for i=1:41,
y=223+3*(i-1);
z=225+3*(i-1);
ya=100+3*(i-1);
za=102+3*(i-1);
d(y:z,7)=d(ya:za,7:9)*d(y:z,3)+[170;0;200];
end;
'Determinação dos vetores VP4_1 @ VP4_41';
for i=1:41,
y=223+3*(i-1);
z=225+3*(i-1);

```

```

ya=100+3*(i-1);
za=102+3*(i-1);
d(y;z,8)=d(ya:za,10:12)*d(y;z,4)+[0;0;200];
end;
'VP1_1=d(223:225,5); VP4_41=d(343:345,8)';
'Cálculo da matriz rotação do referencial fixado à placa móvel';
'ETAPA 3,4: Vetores unitários do referencial fixado à placa móvel – matriz rotação desse referencial em relação ao referencial Newtoniano em P2F';
'A matriz rotação definida a partir dos vetores: P2P4 e P2P1 – matriz APM_1 @ 41';
'i – unitário na direção de P2 à P1';
for i=1:41,
y=223+3*(i-1);
w=224+3*(i-1);
z=225+3*(i-1);
unitarioi=(d(y;z,5)-d(y;z,6))/sqrt((d(y,5)-d(y,6))^2+(d(w,5)-d(w,6))^2+(d(z,5)-d(z,6))^2);
d(y,9)=unitarioi(1,1);
d(w,9)=unitarioi(2,1);
d(z,9)=unitarioi(3,1);
'k – unitário na direção de P2 à P4';
unitariok=(d(y;z,8)-d(y;z,6))/sqrt((d(y,8)-d(y,6))^2+(d(w,8)-d(w,6))^2+(d(z,8)-d(z,6))^2);
d(y,11)=unitariok(1,1);
d(w,11)=unitariok(2,1);
d(z,11)=unitariok(3,1);
'j – unitário k x i';
unitarioj=[d(w,11)*d(z,9)-d(z,11)*d(w,9); d(z,11)*d(y,9)- d(y,11)* d(z,9);d(y,11)*d(w,9)-
d(w,11)*d(y,9)];
d(y,10)=unitarioj(1,1);
d(w,10)=unitarioj(2,1);
d(z,10)=unitarioj(3,1);
end;
APM_1=d(223:225,9:11);
APM_41=d(343:345,9:11);
'ETAPA 3.5: Vetores posição dos pontos 20 @ 24 em relação aos referencial fixo no ponto P2F – VALORES CONSTANTES';
'Primeiramente as posições dos pontos 20 @ 24 em relação ao referencial fixo na placa móvel';
for j=1:5,
d(13,j)=d(5,j);
d(14,j)=-d(4,j);
end;
d(15,1)=0;
d(15,2)= -d(1,9);
d(15,3)=0;
d(15,4)= d(1,9);
d(15,5)=0;
'VMP20_1=d(13:15,1);VMP24_1= d(13:15,5)';
'ETAPA 3.6: Vetor posição de 21 @ 24 em relação ao ponto P2F';
'O vetor V2_20 liga o ponto P2 ao centro do copo fixador superior';
'Nesse centro do copo fixador superior fica o referencial da placa móvel';
d(13:15,6)=[120;0;100];

```

```

V2_20= d(13:15,6);
for i=1:41;
for j=1:4;
y=346+3*(i-1);
w=347+3*(i-1);
z=348+3*(i-1);
ya=223+3*(i-1);
wa=224+3*(i-1);
za=225+3*(i-1);
d(y:z,j)=d(ya:za,9:11)*(d(13:15,j+1)+d(13:15,6))+d(ya:za,6);
end;
end;
'VP21_1=d(346:348,1);VP24_41=d(466:468,4)';
'ETAPA 3.7: Vetor posição de 30 @ 34 em relação ao ponto P2F';
d(16:18,6)=[d(4,11);-d(4,6);100];
d(16:18,7)=[d(4,11);-d(4,7);100-d(1,9)];
d(16:18,8)=[d(4,11)+d(1,9);-d(4,8);100];
d(16:18,9)=[d(4,11);-d(4,9);100+d(1,9)];
d(16:18,10)=[d(4,11)-d(1,9);-d(4,10);100];
V30= d(16:18,6);
V31= d(16:18,7);
V32= d(16:18,8);
V33= d(16:18,9);
V34= d(16:18,10);
'ETAPA 4: CÁLCULO DEFLEXÃO DE MOLAS E DAS VELOCIDADES';
'ETAPA 4.1 – Comprimento das molas';
'Com os vetores posição de P21 @ P24 e de P31 @ P34 se tem o vetor posição dos pontos
31/32/33/34 aos pontos 21/22/23/24 - extremidades das molas e amortecedores';
'Esses vetores são: VP21@24_31@24_1 @41';
for i=1:41;
for j=1:4;
u=j+4;
v=j+6;
y=346+3*(i-1);
w=347+3*(i-1);
z=348+3*(i-1);
d(y:z,u)=d(y:z,j)-d(16:18,v);
end;
end;
'Com os vetores posição obtêm-se os comprimentos entre os pontos 21@24 e 31@34 -
L21@24_31@34_1@41';
for i=1:41;
for j=5:8;
u=j+4;
y=346+3*(i-1);
w=347+3*(i-1);
z=348+3*(i-1);
d(y,u)= sqrt(d(y,j)^2+ d(w,j)^2+ d(z,j)^2);
end;
end;

```

'Os comprimentos iniciais L21@24_31@34_1 representam as molas em suas posições de repouso';

'a diferença entre as posições L21@24_31@34_2 @41 e as posições L21@24_31@34_1 representam a distensão ou contração das molas';

'Distensão das molas – D21@24_31@34_1@41';

d(347,9)=0;

d(347,10)=0;

d(347,11)=0;

d(347,12)=0;

for i=1:40;

for j=9:12;

w=349+3*(i-1);

z=350+3*(i-1);

d(z,j)= d(w,j)-d(346,j);

end,

end;

'Força exercida pelos amortecedores: será considerada a velocidade média entre duas medidas consecutivas';

'Ex.: Velocidade(6)= (L22_32_6 - L22_32_5)/(tempo(6)-tempo(5))';

d(348,9)=0;

d(348,10)=0;

d(348,11)=0;

d(348,12)=0;

for i=1:40;

for j=9:12;

y=346+3*(i-1);

w=349+3*(i-1);

z=351+3*(i-1);

d(z,j)= ((d(w,j)-d(y,j))/1000)/(d(i+19,10)-d(i+18,10));

end,

end;

'ETAPA 5: CÁLCULO DA INCLINAÇÃO DO DISCO';

'Serão utilizadas as posições dos pontos 1 e 2 da placa móvel para se ter um gráfico da inclinação do disco superior (simulando uma vértebra superior) para se ter inclinações em função do tempo';

for i=1:41;

x=223+3*(i-1);

y=224+3*(i-1);

u=223+(i-1);

d(u,12)=(atan(((1)*(d(y,5)-d(y,6)))/(d(x,5)-d(x,6)))-atan(((1)*(d(224,5)-d(224,6)))/(d(223,5)-d(223,6))))*180/pi

end,

'ETAPA 6: CÁLCULO DAS DEFLEXÕES NO EIXO Y DOS PONTOS 22 E 24';

'Serão utilizadas as posições dos pontos 22 e 24 acrescidos de 192 (valor medido no teste)';

for i=1:41;

q=i+18,

r=347+3*(i-1),

t(i,1)=d(q,10);

p22y(i,1)=d(r,2)-d(347,2);

p24y(i,1)=d(r,4)-d(347,4);

end

APÊNDICE B – Cálculos de rigidez elástica do corpo de teste

1 CONSTANTE DE RIGIDEZ DAS MOLAS 1 A 4

Essas molas trabalharão à tração/compressão. A determinação do coeficiente de rigidez da mola foi desenvolvida conforme (GUERREIRO, 2003).

Importante frisar que os valores consultados para o módulo de elasticidade longitudinal, módulo de elasticidade transversal e módulo de compressibilidade apresentaram divergências algumas vezes superiores a 50 % em valor absoluto. Foram consultados (GARBIM, 2013), (CAETANO, 2011) e (GUERREIRO, 2003) entre outras fontes pesquisadas.

a) Parcela relativa à distorção:

$$K(\gamma) = \beta_2 \times \frac{G \cdot S^2 \cdot A}{h} \quad (1)$$

Onde:

G: Módulo de elasticidade transversal;

S: fator de forma;

A: Área transversal;

h; Altura do anel.

Conforme Figura 1B reproduzida de (GUERREIRO, 2003) para determinação do valor de “G”

$$G = 11,6 \text{ kgf/cm}^2 = 1,14 \text{ MPa} \quad (2)$$

Conforme (GARBIM, 2013), vide Figura 2B reproduzida, o valor de G:

$$G = 18,8 \text{ kgf/cm}^2 = 1,84 \text{ MPa} \quad (3)$$

Utilizando um valor com média aritmética de (2) e (3)

$$G = 1,49 \text{ MPa} \quad (4)$$

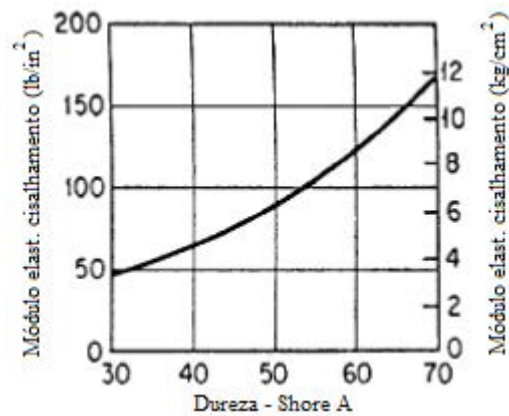
$$S = \frac{\text{Área carregada (transversal)}}{\text{Área livre}} \quad (5)$$

$$S = \frac{\pi \cdot \frac{d^2}{4}}{\pi \cdot d \cdot h} = \frac{d}{4 \cdot h} \quad (6)$$

Utilizando os valores do corpo de teste: d = 40 mm e h = 8 mm

$$S = 1,25 \quad (7)$$

Figura 1B - Módulos de elasticidade transversal x dureza da borracha



Fonte: (GUERREIRO, 2003)

Segundo (GUERREIRO, 2003) o valor de $\beta_2 = 6$ para bloco circular.

Figura 2B - Módulos de elasticidade x dureza da borracha

Dureza Shore A	" E " Kgf / cm ²	" G " Kgf/cm ²
30	10,7	3,6
35	13,4	4,5
40	16,5	5,5
45	20,3	6,7
50	24,0	8,0
55	30,5	10,2
60	35,3	11,8
65	46,3	15,4
70	56,2	18,8
75	73,7	24,7

Fonte: (GARBIM, 2013)

Reescrevendo a equação (1):

$$K(\gamma) = 6 \times \frac{1490000 \frac{\text{N}}{\text{m}^2} \cdot 1,25^2 \cdot 1,257 \times 10^{-3} \text{m}^2}{0,008 \text{ m}}$$

$$K(\gamma) = 2,2 \times 10^6 \text{ N/m}$$

(8)

b) Parcela relativa à variação de volume:

$$K(\vartheta) = \frac{E_b \cdot A}{h} \quad (9)$$

Onde:

E_b : Módulo de compressibilidade

Conforme (GUERREIRO, 2003) o valor desse módulo apresenta o seguinte valor

$$E_b = 2000 \text{ MPa} \quad (10)$$

Conforme (CAETANO, 2011), vide a Figura 3B reproduzida dessa fonte, o valor desse módulo apresenta o seguinte valor

$$E_b = 1330 \text{ MPa} \quad (11)$$

Ratificando que dureza de GIBD 75 equivale a Shore A 70.

Utilizando um valor com média aritmética de (10) e (11)

$$E_b = 1665 \text{ MPa} \quad (12)$$

$$K(\vartheta) = \frac{1,665 \times 10^9 \text{ N/m}^2 \cdot 1,257 \times 10^{-3} \text{ m}^2}{0,008}$$

$$K(\vartheta) = 261 \times 10^6 \text{ N/m} \quad (13)$$

A constante é obtida com valores de (8) e (13) da seguinte expressão:

$$k = \frac{K(\gamma) \times K(\vartheta)}{K(\gamma) + K(\vartheta)}$$

$$k = 2,18 \times 10^6 \text{ N/m} \quad (14)$$

Esse valor de rigidez foi dividido em 4 molas. A Figura 4B apresenta como foi dividido o anel de borracha. O anel apresenta um diâmetro de 40 mm, dessa forma o centroide de cada quadrante está localizado a 12 mm do centro. Esse valor é o valor denominado como “f”.

A constante de cada mola para simulação é o valor de (14) dividido por 4 (molas em paralelo):

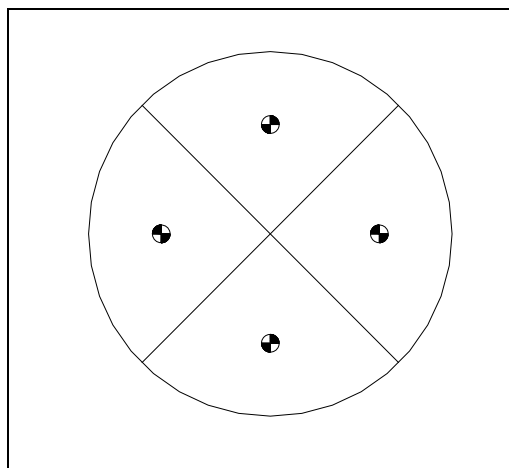
$$k_1 \text{ a } k_4 = 550.000 \text{ N/m} \quad (15)$$

Figura 3B - Módulos de Young/ cisalhamento/ compressibilidade x dureza da borracha

Dureza GIDB*	Módulo de Young, E_0 , MPa	Módulo ao corte, G , MPa	Módulo de compressibilidade, E_∞ , MPa
30	0,92	0,30	1000
35	1,18	0,37	1000
40	1,50	0,45	1000
45	1,80	0,54	1000
50	2,20	0,64	1030
55	3,25	0,81	1090
60	4,45	1,06	1150
65	5,85	1,37	1210
70	7,35	1,73	1270
75	9,40	2,22	1330
*GIDB = Graus Internacionais de Dureza da Borracha			

Fonte: (CAETANO, 2011)

Figura 4B - Posicionamento das molas



2 CONSTANTE DE RIGIDEZ DA MOLA 5

A determinação da rigidez torcional, conforme (GUERREIRO, 2003), apresenta a seguinte expressão:

$$k_t = \frac{G.d^6.\pi}{h^3.512} \quad (16)$$

Utilizando o valor da expressão (4) para o módulo de elasticidade ao cisalhamento:

$$k_t = \frac{1,49 \text{ MPa}.0,04^6.\pi}{0,008^3.512}$$

$$k_t = 73,14 \text{ N.m/rad}$$

$$\boxed{k_t = 1,28 \text{ N.m/grau}} \quad (17)$$

3 CONSTANTE DE RIGIDEZ DAS MOLAS 6 E 7

Na Figura 5B se tem as duas molas contrapondo a uma força longitudinal “P” aplicada.

A carga na mola, em função da geometria apresentada, apresenta um valor de:

$$F_{\text{mola}} = 0,58 P \quad (18)$$

A deflexão das molas em relação ao deslocamento na direção de P apresenta o seguinte valor:

$$\text{Deflexão}_{\text{carga P}} = \Delta x \quad (19)$$

$$\text{Deflexão}_{\text{mola}} = 0,87.\Delta x \quad (20)$$

Conforme (GUERREIRO, 2003):

$$k_{\text{horizontal}} = \frac{G.A}{h} \quad (21)$$

$$k_h = \frac{1,49 \text{ MPa}.\pi.0,04^2/4}{0,008}$$

$$k_h = 234.000 \text{ N/m} \quad (22)$$

Com as considerações de (18) a (20) e utilizando o valor da equação (22), obtêm-se um valor de:

$$\boxed{k_6 \text{ e } k_7 = 156.000 \text{ N/m}} \quad (23)$$

Figura 5B - Rigidez horizontal do disco

