

LUIZ HELENO MOREIRA DUQUE

MODELO DINÂMICO DA COLUNA LOMBAR HUMANA, COM
SOLICITAÇÃO DE ESFORÇO PÓSTERO-ANTERIOR:
ANÁLISE COM RIGIDEZ VISCOELÁSTICA NÃO-LINEAR

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

Orientador: Prof. Dr. Tamotsu Hirata

Guaratinguetá

2006

DADOS CURRICULARES

LUIZ HELENO MOREIRA DUQUE

NASCIMENTO	17.11.1958 – VALENÇA / RJ
FILIAÇÃO	Antonio Alves Duque Sobrinho Elvira Moreira Duque
1979 / 1985	Curso de Graduação em Engenharia Mecânica Universidade Católica de Petrópolis – UCP
1994 / 1995	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível de Mestrado, na Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá da UNESP
2003 / 2006	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível de Doutorado, na Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá da UNESP

À “Comadre” Albertina Serpa de Azevedo e à minha mãe “Dona Pinina”, que têm sido as pessoas que mais se alegram com as conquistas acadêmicas que ao longo da vida tenho alcançado. Desta feita, elas terão de comemorar junto do Criador, de onde eu não tenho dúvidas, elas o estarão fazendo.

De modo especial, à minha esposa Marília e minhas filhas, Heleonora Claudia e Isadora Augusta.

AGRADECIMENTOS

Aos professores e funcionários do Departamento de Mecânica da Feg-Unesp, pelo apoio para a realização deste trabalho.

Aos funcionários da Pós-Graduação da Feg-Unesp.

Às funcionárias da Biblioteca da Feg-Unesp.

Ao colegas de estudo, Rodrigo, José Oliveira, Pedro Russi, Geraldo Pedran e Luciano, pela colaboração.

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

De forma muito especial, agradeço ao meu orientador, *Prof. Dr. Tamotsu Hirata*, que além de orientar-me nos assuntos acadêmicos pela segunda vez, tem sido um amigo no mais sério, sereno e profundo sentido que a palavra possa descrever. “Têm sido, para mim, uma honra tê-lo como meu Mestre. Obrigado”.

Ao Criador, não quero agradecer – penso ser isto muito pouco por tanto que me tem sido, por Ele, dado – estou a Ele tudo entregando! E que “... *seja feita a Sua vontade, assim na Terra como no Céu*”.

“Os primeiros tempos foram difíceis, voou muito em rotas secundárias, conheceu bastante o interior do país, não só pequenas cidades e pistas de pouso precárias, mas também as pessoas, seus costumes e seus problemas.

Antonio Marinho Jr.

in Vôo, Vela, Vida

DUQUE, Luiz Heleno Moreira, **Modelo dinâmico da coluna lombar humana, com solicitação de esforço pósterio-anterior: Análise com rigidez viscoelástica não-linear**. 2006. 118f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2006.

RESUMO

Um modelo fundamentado nos sistemas multicorpos, com sete corpos rígidos e oito corpos flexíveis, com três graus de liberdade para cada um dos corpos rígidos está sendo proposto. Os corpos rígidos são providos de inércia e os corpos flexíveis trabalham como juntas e não são providos de inércia. A solução numérica do modelo foi obtida com o método Runge-Kutta. Os parâmetros de influência, curvatura inicial da espinha lombar, posições dos centros geométricos das vértebras, tórax e da sacrum-pélvis, e o ponto de aplicação da força pósterio-anterior (PA), foram obtidos de radiografia digital de cada paciente. O modelo foi simulado com dados de literaturas (obtidos de experimentos *in vivo* e em peças anatômicas). Os resultados foram satisfatórios do ponto de vista dos terapeutas e apresentam-se em conformidade com outros modelos propostos. O modelo oferece vantagens na aplicação individualizada a cada paciente pelos terapeutas, e foi construído com a metodologia de análise das forças aplicadas e suas reações, diferentemente de outros modelos que apoiam-se nos métodos de análise das energias. Este método simplifica a avaliação pelos investigadores das ciências médicas. O objetivo principal deste trabalho será o de avaliar o comportamento dinâmico do segmento lombar da coluna vertebral humana, incluindo as massas do tórax e da pelve, por um modelo não-linear da rigidez viscoelástica estabelecido a partir da relação força- deslocamento obtida por experimentação *in vivo*.

PALAVRAS-CHAVE: *Rigidez viscoelástica não-linear, coluna lombar, sistemas multicorpos, força pósterio-anterior (PA).*

DUQUE, Luiz Heleno Moreira, **Dynamic model of the lumbar segment of the human spine, under posteroanterior charges: Analysis with viscoelastic nonlinear stiffness**. 2006. 118f. Thesis (Doctorate in Mechanical Engineering) – School of Engineering of the Campus of Guaratinguetá, From São Paulo State University, Guaratinguetá, 2006.

ABSTRACT

Evaluate a dynamic behavior of the human lumbar spine, with non-linear viscoelastic stiffness model followed by experimental data. Many of the techniques for the clinical treatment of dysfunction acting on lumbar segments of the human spine have been based in the application of a posteroanterior forces. Existing models to predict the state of lumbar segments are restricted to evaluate general characteristic, furthermore, they use unrealistic boundary condition for its analysis. Periodic oscillatory posteroanterior forces were applied on each vertebra with initial lordotic curvature of the lumbar spine. A model is based on the multibody system of seven rigid bodies and eight deformable bodies representing human spine composed of thoracic, lumbar and sacrum-pelvis segments. On each lumbar motion were considered three degree of freedom (posterior – anterior, axial and flexion – extension). The rigid bodies are provided with inertia and the deformable bodies, which would work as joints with no inertia provided. Numerical solution of proposed model was solved with Runge-Kutta methods. Parameter of influence, initial lordotic curvature, positions of the geometric centers of the vertebrae, thorax and of the sacrum-pelvis, and point of application of the posteroanterior force (PA) were evaluated from x-ray image of patients. Nonlinear stiffness character introduced in the model affects the motion stability when periodic posteroanterior forces are applied to one vertebra.

KEYWORDS: *Posteroanterior forces, lumbar spine, simulation models, multibody system, viscoelastic nonlinear stiffness.*

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

LISTA DE SÍMBOLOS

1	INTRODUÇÃO	22
1.1	POSIÇÃO DO PROBLEMA.....	22
1.2	OBJETIVO.....	25
1.3	ESTRUTURA DESTA TESE.....	26
2	ALGUNS ASPECTOS SOBRE A COLUNA LOMBAR HUMANA	26
2.1	ANATOMIA E FUNCIONALIDADE DE COLUNA LOMBAR	26
2.2	ASPECTO DE SAÚDE DA COLUNA LOMBAR	31
2.3	ASPECTO FISIOTERAPÊUTICO	33
2.4	MODELOS MATEMÁTICOS	35
2.5	RELEVÂNCIA	38
3	O MODELO MATEMÁTICO	39
3.1	O PROBLEMA E A JUSTIFICATIVA NA ESCOLHA DA METODOLOGIA	39
3.2	AS EQUAÇÕES DO MODELO MATEMÁTICO	42
3.3	CONSIDERAÇÕES COMPLEMENTARES AO MODELO MATEMÁTICO.....	54
4	A SIMULAÇÃO NUMÉRICO-COMPUTACIONAL	57
4.1	O PROGRAMA PARA A SIMULAÇÃO.....	57
4.1.1	Parâmetros de entrada do sistema	58
4.1.2	Operação sobre o sistema	63
4.1.3	Dados de saída	65

4.2	RESULTADOS OBTIDOS PARA A DIREÇÃO PÓSTERO-ANTERIOR (z)	66
4.2.1	Ajuste do modelo de rigidez na direção pósterio-anterior (z).....	66
4.2.2	Comportamento dinâmico na direção pósterio-anterior (z)	68
4.3	RESULTADOS OBTIDOS PARA A DIREÇÃO AXIAL (y) E PARA A ROTAÇÃO (ϕ).....	79
4.3.1	Ajuste do modelo de rigidez nas direções axial (y) e rotação (ϕ).....	79
4.3.2	Comportamento dinâmico nas direções axial (y) e rotação (ϕ)	81
5	AVALIAÇÃO DA COLUNA LOMBAR COM LESÃO SIMULADA	84
6	CONCLUSÃO	103
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	105
	APÊNDICE A	111
	APÊNDICE B	115

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1.1	– Modelo Geral de um Sistema Biomecânico.....	23
FIGURA 1.2	– Características Fundamentais de um Sistema Biomecânico...	24
FIGURA 2.1	– Coluna Humana: Sistemas esquelético e articular, Neeter (2003).....	28
FIGURA 2.2	– Coluna Lombar: Sistemas esquelético e articular, Neeter (2003).....	29
FIGURA 2.3	– Coluna Lombar: Ligamentos vertebrais, Neeter (2003).....	30
FIGURA 2.4	– Região Lombossacral: Ligamentos vertebrais, Neeter (2003).....	31
FIGURA 3.1	– Radiografia digital de um paciente, mostrando os ângulos e as posições das vértebras, parte do tórax e parte da cintura pélvica, referencial global no plano sagital (z, y, ϕ).....	40
FIGURA 3.2	– Modelo físico proposto para a coluna lombar, com os ângulos e as posições das vértebras, tórax e pélvis, sistema global de coordenadas e coordenadas locais no plano sagital (z, y, ϕ).....	41
FIGURA 3.3	– Curva força-deslocamento na direção pósterio-anterior PA, construída com os dados obtidos experimentalmente por Nicholson et al (2001).....	43
FIGURA 3.4	– Curva rigidez-deslocamento na direção pósterio-anterior (PA).....	45
FIGURA 3.5	– Posição do <i>i-ésimo</i> corpo rígido no plano sagital.....	49
FIGURA 4.1	– Diagrama lógico da construção do programa para operar uma solução do sistema.....	57
FIGURA 4.2	– Curva característica de força-tempo para a entrada periódica.....	60

FIGURA 4.3	– Curva característica de força-tempo para a entrada impulsiva.....	60
FIGURA 4.4	– Ângulos e distâncias a serem determinados sobre a vértebra de aplicação da força perturbadora	64
FIGURA 4.5	– Curvas características de força-deslocamento para a direção pósterio-anterior (z); rigidez mínima do sistema ($k_0 = 2,5$ kN/m) submetido à força harmônica (250N e 2Hz)	67
FIGURA 4.6	– Deslocamentos na direção (z) pósterio-anterior, sob ação de força harmônica (250N e 2Hz), a) Sistema com rigidez não-linear, b) Sistema com rigidez linear	68
FIGURA 4.7	– Deslocamentos absolutos na direção (z), sob ação de força harmônica (250N e 2Hz), a) sistema com rigidez não-linear, b) sistema com rigidez linear	71
FIGURA 4.8	– Deslocamentos absolutos na direção (z), sob ação de força impulsiva (250N), a) sistema com rigidez não-linear, b) sistema com rigidez linear.	71
FIGURA 4.9	– Comparação das curvas de tendências do ganho de amplitudes nos picos entre o modelo com rigidez linear e o com rigidez não-linear, ambos submetidos às forças harmônica (250N e 2Hz) e impulsiva (250N).	74
FIGURA 4.10	– Plano de fase na direção (z) pósterio-anterior, sob ação de força harmônica (250N e 2Hz). a) sistema com rigidez não-linear, b) sistema com rigidez linear	75
FIGURA 4.11	– Plano de fase na direção (z) pósterio-anterior, sob ação de força impulsiva (250N), a) sistema com rigidez não-linear, b) sistema com rigidez linear	75
FIGURA 4.12	– Histórico de velocidades de estado com rigidez não-linear para a direção (z), sob ação de força harmônica (250N e 2Hz).....	77
FIGURA 4.13	– Histórico de velocidades de estado com rigidez não-linear para a direção (z), sob ação de força impulsiva (250N)	77

FIGURA 4.14 – Curvas características de força contra deslocamentos para a direção axial (y); rigidez mínima do sistema ($k_0 = 2.500$ N/m) submetido à força harmônica (250N e 2Hz)	80
FIGURA 4.15 – Curvas características do momento contra deslocamentos angulares para a rotação (ϕ); rigidez mínima do sistema ($k_0=2.500$ N/m) submetido à força harmônica(250N e 2Hz)..	80
FIGURA 4.16 – Deslocamentos absolutos na direção (y), sob ação de força harmônica (250N e 2Hz), a) sistema com rigidez não-linear, b) sistema com rigidez linear.....	82
FIGURA 4.17 – Deslocamentos locais na rotação (ϕ), sob ação de força harmônica (250N e 2Hz), a) sistema com rigidez não-linear, b) sistema com rigidez linear.....	82
FIGURA 4.18 – Deslocamentos axiais absolutos (y), sob ação de força impulsiva (250N), a) sistema com rigidez não-linear, b) sistema com rigidez linear.....	83
FIGURA 4.19 – Deslocamentos locais na rotação (ϕ), sob ação de força impulsiva (250N), a) sistema com rigidez não-linear, b) sistema com rigidez linear.....	83
FIGURA 5.1 – Curvas características de forças-tempo para a vértebra LIII, sujeito não-lesionado, submetido à técnica PAC Força externa ativa sobre a vértebra LIII, a) PAC I (z), b) PAC II (y), c) PAC III e d) PAC IV.....	89
FIGURA 5.2 – Curvas características de forças contra deslocamentos para a vértebra LIII na direção pósterio-anterior (z), sujeito não-lesionado, submetido à técnica PAC: Procedimentos I, II, III e IV. Força externa ativa sobre a vértebra LIII.....	90

FIGURA 5.3	– Curvas características de forças contra deslocamentos para a vértebra LIII na direção axial (y), sujeito não-lesionado, submetido à técnica PAC: Procedimentos I, II, III e IV. Força externa ativa sobre a vértebra LIII.....	91
FIGURA 5.4	– Curvas características de momentos contra rotações para a vértebra LIII na rotação (ϕ), sujeito não-lesionado, submetido à técnica PAC: Procedimentos I, II, III e IV. Momento externo ativo sobre a vértebra LIII.....	91
FIGURA 5.5	– Curvas características de forças contra deslocamentos para a vértebra LIII, submetida ao procedimento IV da técnica PAC, não-lesionado e com lesão (níveis: leve, médio e severo) simulada no disco situado entre as vértebras LIII e LIV com força externa ativa sobre LIII, a) direção pósterio-anterior (z), b) direção axial (y) e c) rotação (ϕ).....	93
FIGURA 5.6	– Curvas características de deslocamentos contra o tempo para a vértebra a)LI, b) LII, c)LIII , d) LIV e e) LV, na direção pósterio-anterior (z), submetida ao procedimento IV da técnica PAC, não-lesionado e com lesão (níveis: leve, médio e severo) simulada no disco situado entre as vértebras LIII e LIV com força externa ativa sobre LIII.	95
FIGURA 5.7	– Curvas características de deslocamentos contra o tempo para a vértebra LIII, submetida ao procedimento IV da técnica PAC, não-lesionado e com lesão (níveis: leve, médio e severo) simulada no disco situado entre as vértebras LIII e LIV com força externa ativa sobre LIII, a) direção axial (y) e b) rotação (ϕ).....	97

- FIGURA 5.8 – Comparação das curvas de tendências do ganho de amplitudes no primeiro pico, direção pósterio-anterior (z), modelo com rigidez não-linear, submetido à força harmônica (250N e 2Hz) atuante sobre LIII. Sujeitos: não-lesionado (preto), e portadores de lesão: leve (verde), média (azul) e severa (vermelho). Lesão simulada por aumento na rigidez do disco que une as vértebras LIII e LIV 98
- FIGURA 5.9 – Comparação das curvas de tendências do ganho de amplitudes no primeiro pico, PAC procedimento III, direção pósterio-anterior (z), modelo com rigidez não-linear. Sujeitos: não-lesionado (preto), e portadores de lesão: leve (verde), média (azul) e severa (vermelho). Lesão simulada por aumento na rigidez do disco que une as vértebras LIII e LIV 99
- FIGURA 5.10 – Comparação das curvas de tendências do ganho de amplitudes no primeiro pico, PAC procedimento II, direção pósterio-anterior (z), modelo com rigidez não-linear. Sujeitos: não-lesionado (preto), e portadores de lesão: leve (verde), média (azul) e severa (vermelho). Lesão simulada por aumento na rigidez do disco que une as vértebras LIII e LIV 100
- FIGURA 5.11 – Comparação das curvas de tendências do ganho de amplitudes no primeiro pico, PAC procedimento I, direção pósterio-anterior (z), modelo com rigidez não-linear. Sujeitos: não-lesionado (preto), e portadores de lesão: leve (verde), média (azul) e severa (vermelho). Lesão simulada por aumento na rigidez do disco que une as vértebras LIII e LIV 101

LISTA DE TABELAS

TABELA 4.1	–	Massas das vértebras, tórax e pélvis	58
TABELA 4.2	–	Rigidez nos discos intervertebrais	58
TABELA 4.3	–	Comparação de ganhos: $G_i = FH_i/FI_i$	72

LISTAS DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AP	- Antero-posterior
C	- Matriz de amortecimento de um sistema
CG	- Centro geométrico; centro de gravidade
<i>cm</i>	Centro de massa
$F(q)$	- Função de rigidez relativa à coordenada generalizada
$H(q)$	- Função de amortecimento relativa à coordenada generalizada
K	- Matriz de rigidez de um sistema
M	- Matriz de massas (inércia) de um sistema
$P(q)$	- Função de forças relativa à coordenada generalizada
PA	- Postero-anterior
PAC	- Pressão póstero-anterior central
q^i	- Coordenadas generalizadas de um ponto
RKM	- Método de Runge-Kutta – (<i>Runge-Kutta Method</i>)
WBV	- Vibração de corpo inteiro
$x^i; y^i; z^i$	- Coordenadas de um ponto
$z_i; y_i$	- Eixos de coordenadas de referência; distâncias.

LISTAS DE SÍMBOLOS

ϕ	- Direção de rotação
ϕ^i	- Ângulo de rotação de i-ésimo corpo
a	- Aceleração linear - (m/s ²)
C^i	- Matriz de amortecimento do i-ésimo corpo
c^i	- Fator de amortecimento de i-ésimo corpo
F_{DEC}	- Força na fase de relaxação
F_{GRO}	- Força na fase de compressão
I	- Momento de inércia - (kg.m ²)
\dot{q}^i	- Velocidades generalizadas do i-ésimo
\ddot{q}^i	- Acelerações generalizadas do i-ésimo
K_{DEC}	- Rigidez na fase de relaxação
K_{GRO}	- Rigidez na fase de compressão
k^i	- Rigidez de i-ésimo - (N/m ou N/rad)
K_o	- Rigidez mínima
m^i	- Massa de i-ésimo corpo
Q^i	- Forças generalizadas do i-ésimo corpo
q^i	- Coordenadas generalizadas do i-ésimo corpo
T	Período
v	- Velocidade linear
X,y,z	Direções lineares de movimento
Z_{exp}	- Deslocamentos experimentais na direção PA
K^i	- Matriz de rigidez do i-ésimo corpo
M^i	- Matriz de massa do i-ésimo corpo
α	- Aceleração angular
α^i	- Fator de proporcionalidade
$\alpha; \beta; \gamma$	- Ângulo
ω	- Velocidade angular
ξ	- Fator de amortecimento viscoso

1 INTRODUÇÃO

1.1 POSIÇÃO DO PROBLEMA

As ciências da saúde humana, por um de seus ramos, o da Anatomia Humana, tem tratado de importantes assuntos como a terminologia anatômica, os princípios de construção do corpo humano e dos sistemas que o constituem. O presente trabalho se apoiará, em parte, nestes assuntos. Serão aqui tratados, para fins de modelagem, parte do sistema esquelético e parte do sistema articular humanos à luz dos princípios gerais da construção do corpo humano e com emprego da terminologia anatômica para definição de objetos e estabelecimento de conceitos. De forma aprofundada, do ponto de vista das ciências da saúde, estes assuntos poderão ser consultados em Tratado de Anatomia Sistêmica Aplicada, de Di Dio (2002).

A Engenharia Mecânica tem buscado, por sua área de Dinâmica de Sistemas Mecânicos, avaliar o comportamento de sistemas simples e complexos tanto a parâmetros concentrados – os chamados sistemas discretos – quanto a parâmetros distribuídos – os chamados sistemas contínuos – quer sejam tais comportamentos de natureza linear ou não-linear. Onde couber, a terminologia e a conceituação da Dinâmica de Sistemas Mecânicos serão também aplicadas. Com aprofundamento, do ponto de vista da mecânica, estes assuntos poderão ser consultados na obra Curso de Mecânica, de Fonseca (1977).

A natureza interdisciplinar, em vários estudos de natureza científica, tem também sido alvo de considerações, especialmente nos últimos anos. O campo de pesquisas da Engenharia Semiológica, onde se encontra objeto do presente trabalho tem esta natureza. Interfaces entre as ciências da saúde humana e a engenharia mecânica têm se diversificado por variados ramos, dentre os quais o da biomecânica do corpo humano, ramo este que tem por uma de suas partes a biomecânica da coluna vertebral humana, na qual está o presente trabalho contido. Mais especificamente, modelagem da secção lombar da coluna vertebral humana.

A busca da ampliação do conhecimento de forma horizontalizada pelo caminho da compreensão dos fenômenos como um inter-relacionamento das partes de um todo, sugere aos pesquisadores uma visão integrada e multidisciplinar do conhecimento. Por este caminho, proposto na obra intitulada *General System Theory*, de Bertalanffy (1973), os sistemas poderiam estar agrupados em níveis hierárquicos de acordo com os modelos de representação a eles aplicáveis. Por esta teoria, no Nível Sistemas Abertos, que têm por teorias e modelos: (a) Expansão da teoria da física e sistemas que se mantêm em um fluxo de matéria. (b) Armazenamento de informações no código genético, e pelo qual a ligação entre (a) e (b) não está ainda esclarecida, parece ser possível e útil uma alocação da filosofia de projeto para o presente trabalho, como seguem explicações: **SISTEMAS ABERTOS**, sistemas que são caracterizados por apresentar as seguintes características: Importação de Energia; Transformação; Geração de Produtos; Ciclos de Eventos; Entropia Negativa; Realimentação Negativa; Homeostase Dinâmica; Diferenciação e Equifinalidade. O surgimento da Teoria Geral dos Sistemas tem levado a uma nova forma de abordagem para os problemas. Como resultado têm surgido novas propostas, novas teorias e novas ciências. Vide Figura 1.1.

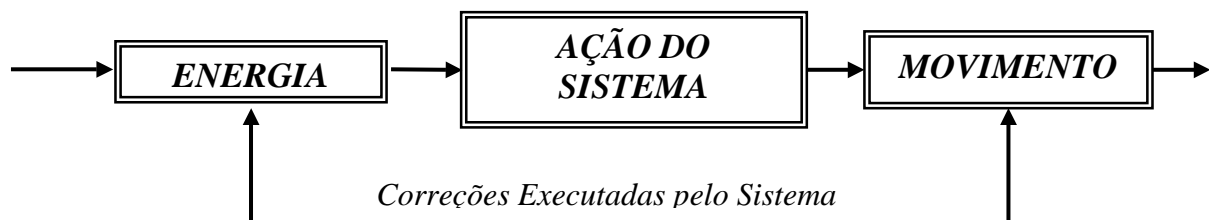


Figura 1.1 – Modelo Geral de um Sistema Biomecânico

A Biomecânica parece oferecer a possibilidade de ser tipificada como exemplo desta teoria, visto que seus sistemas e subsistemas parecem adequadamente ser caracterizados e descritos pela Teoria dos Sistemas Abertos. Neste rumo, o conhecimento das características de um Sistema Aberto poderá oferecer aos projetistas em biomecânica o ferramental necessário à solução dos problemas, como mostrado na Figura 1.2.

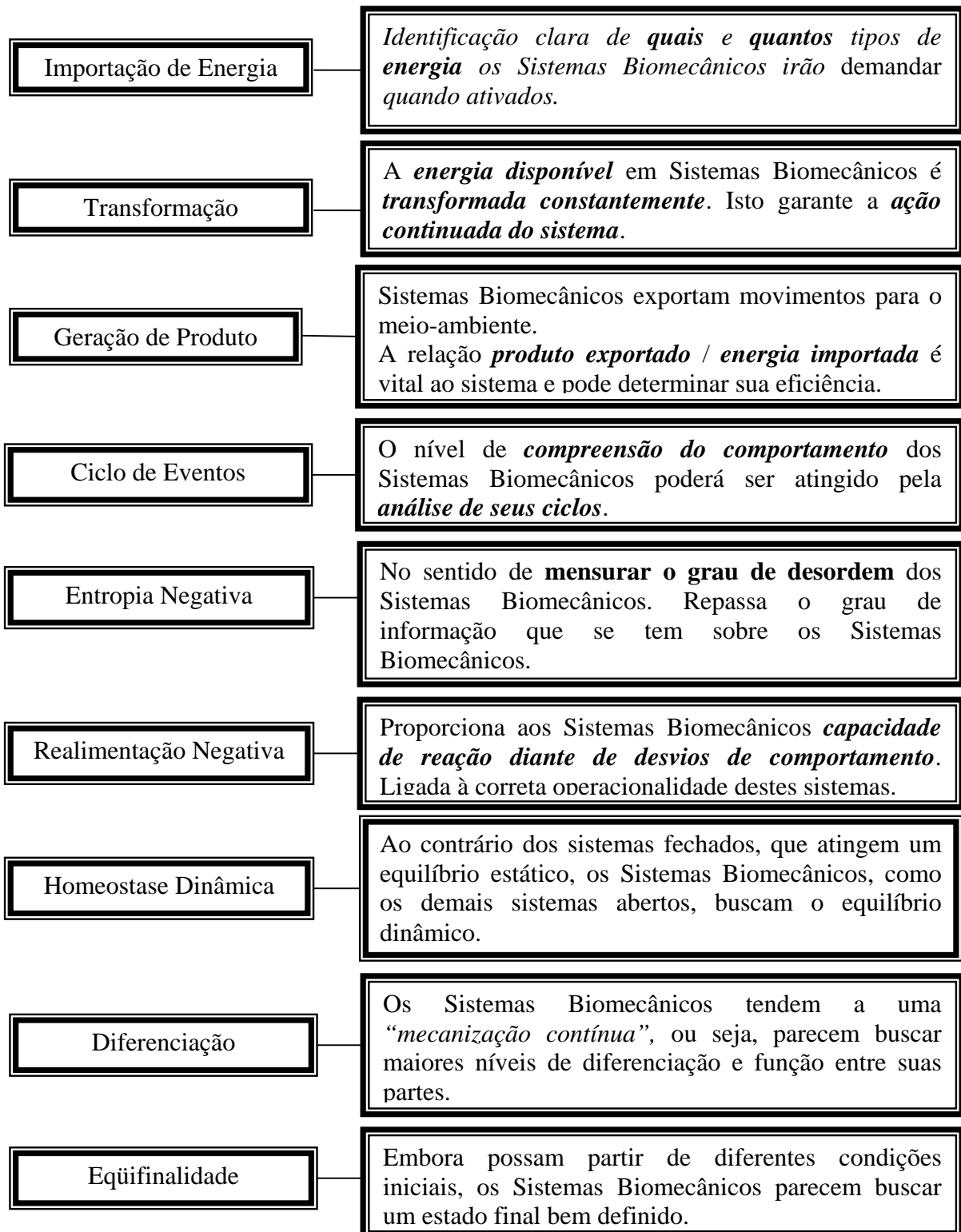


Figura 1.2 – Características Fundamentais de um Sistema Biomecânico

1.2 OBJETIVO

O objetivo específico é desenvolver um modelo matemático capaz de descrever a dinâmica da coluna lombar humana, considerando os parâmetros antropométricos de curvatura e de rigidez não – linear.

1.3 ESTRUTURA DESTA TESE

No capítulo 1, o posicionamento do problema no contexto das ciências da saúde e da engenharia; explicitação dos objetivos e estruturação geral do trabalho.

No capítulo 2, a relevância do problema no contexto das ciências da saúde e da engenharia e revisão bibliográfica no contexto específico do trabalho e das áreas circunvizinhas.

No capítulo 3, a apresentação de um modelo antropométrico para a coluna lombar humana, incluindo as massas do tórax e da pélvis, e formulação de um modelo matemático não-linear, fundamentado na teoria dos sistemas multicorpos, capaz de bem representar o problema em sua fundamentação.

No capítulo 4, a simulação do modelo matemático, com resolução numérica pelo método de Runge-Kutta e com parâmetros antropométricos pré-definidos; análise dos resultados obtidos e comparação destes resultados com resultados obtidos de outros modelos; crítica dos resultados à luz dos parâmetros antropométricos obtidos de literaturas e de experimentações *in vivo*.

No capítulo 5, a análise do comportamento do modelo sob variações dos parâmetros antropométricos de rigidez, características viscoelásticas e tipos de esforços aos quais a coluna lombar humana é submetida em manipulações por terapeutas.

No capítulo 6, as conclusões e possíveis benefícios que poderão delas advir voltados primeiramente para a Ciência da Biomecânica do Corpo Humano, para a Ciência da Biomecânica de uma forma geral e para a Ciência da Engenharia.

2 ALGUNS ASPECTOS SOBRE A COLUNA LOMBAR HUMANA

2.1 ANATOMIA E FUNCIONALIDADE DE COLUNA LOMBAR

Alguns aspectos da anatomia humana podem ser explorados para melhor se entender o comportamento funcional dos órgãos (ou de parte destes) que a compõe. De forma singular, este trabalho tem como princípio considerar os diversos sistemas que constituem o corpo humano. Portanto, o tratamento a ser dado, do ponto de vista da anatomia, será o tratamento sistêmico. Para tanto, serão introduzidos os diversos elementos dos sistemas que constituem a coluna lombar e, sempre que possível, a visão sistêmica será abordada pelos conceitos e concepções características do nível dos sistemas abertos.

Há que se destacar a importância da abordagem escolhida, porquanto a formulação lógica que é pretendida dependerá substancialmente da aplicação de conhecimentos já universalizados, dados obtidos de experimentações, de deduções conseqüentes das aplicações dos conhecimentos e dos dados experimentais, bem como de inferências que necessariamente aparecerão ao longo das formulações.

As Figuras 2.1, 2.2, 2.3 e 2.4 apresentam a anatomia da coluna vertebral humana e a anatomia da coluna lombar humana, porção do sistema esquelético e porção do sistema articular que constituem aqueles órgãos, portanto, parte do aparelho ósteo-articular. Embora sendo de conhecimento geral que o tecido ósseo tenha natureza viscoelástica, para os fins deste trabalho tratar-se-á as porções constituídas de tecido ósseo como sendo corpos rígidos. Os demais elementos, também constituídos de tecidos viscoelásticos, é que serão tratados como corpos deformáveis, providos das capacidades de absorver e armazenar energia (características de rigidez) e de absorver e dissipar energia (características de amortecimento viscoso). Os discos e os ligamentos intervertebrais tenderão a proporcionar e controlar os movimentos da coluna lombar (tendentes à incorporação no sistema articular), enquanto a função dos

ossos será de sustentar mecanicamente o sistema coluna lombar e de equilibrar as cargas que sobre ele venham a ser aplicadas.

Há, nesta primeira fase de formulação do problema, algumas inferências, pois é conhecido o fato de que a coluna vertebral, do ponto de vista da anatomia sistêmica para sofrer movimentos necessita das ações de dois outros sistemas além do esquelético e do articular, que são o sistema muscular – responsável pela transmissão das forças e momentos que requerem os movimentos, e do sistema nervoso – responsável pelo controle dos movimentos. O conjunto dos sistemas articular, esquelético e muscular constitui o chamado aparelho locomotor humano. Contudo, neste trabalho, estes dois importantes sistemas não serão estudados, ficando assim a introdução deles no modelo que será proposto ao longo deste estudo, para uma futura oportunidade.

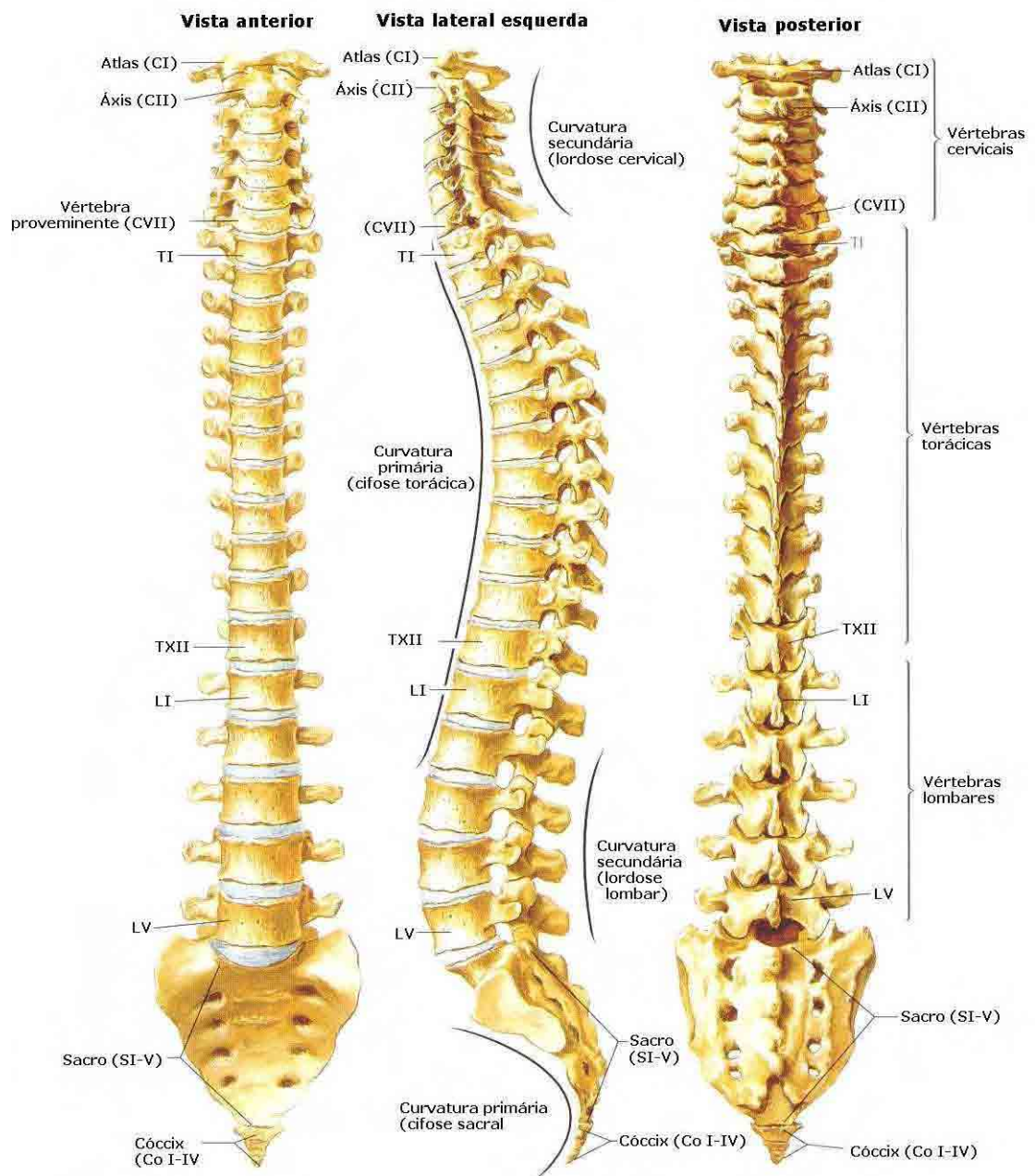


Figura 2.1 – Coluna Humana: Sistemas esquelético e articular, Neeter (2003)

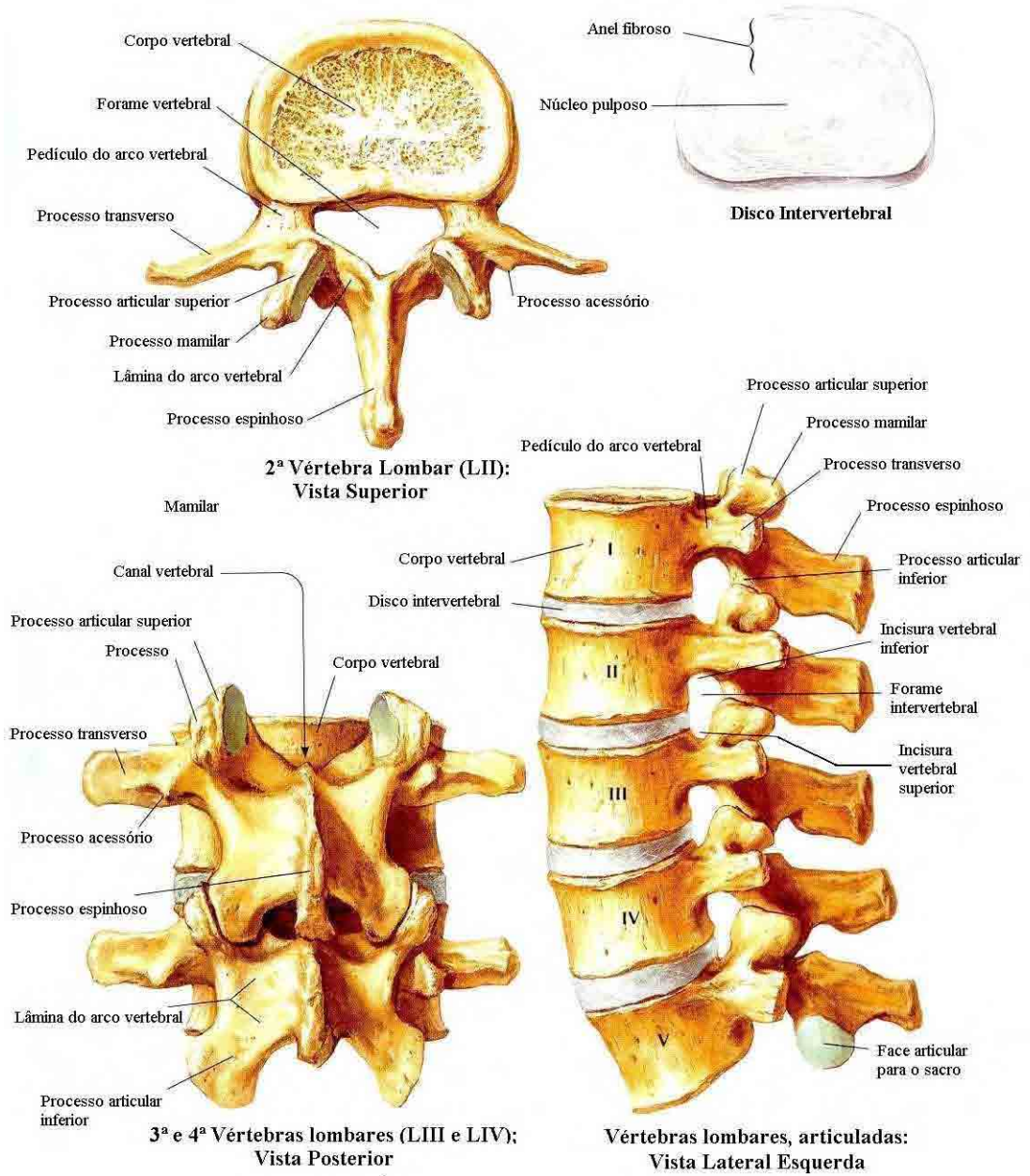


Figura 2.2 – Coluna Lombar: Sistemas esquelético e articular, Neeter (2003)

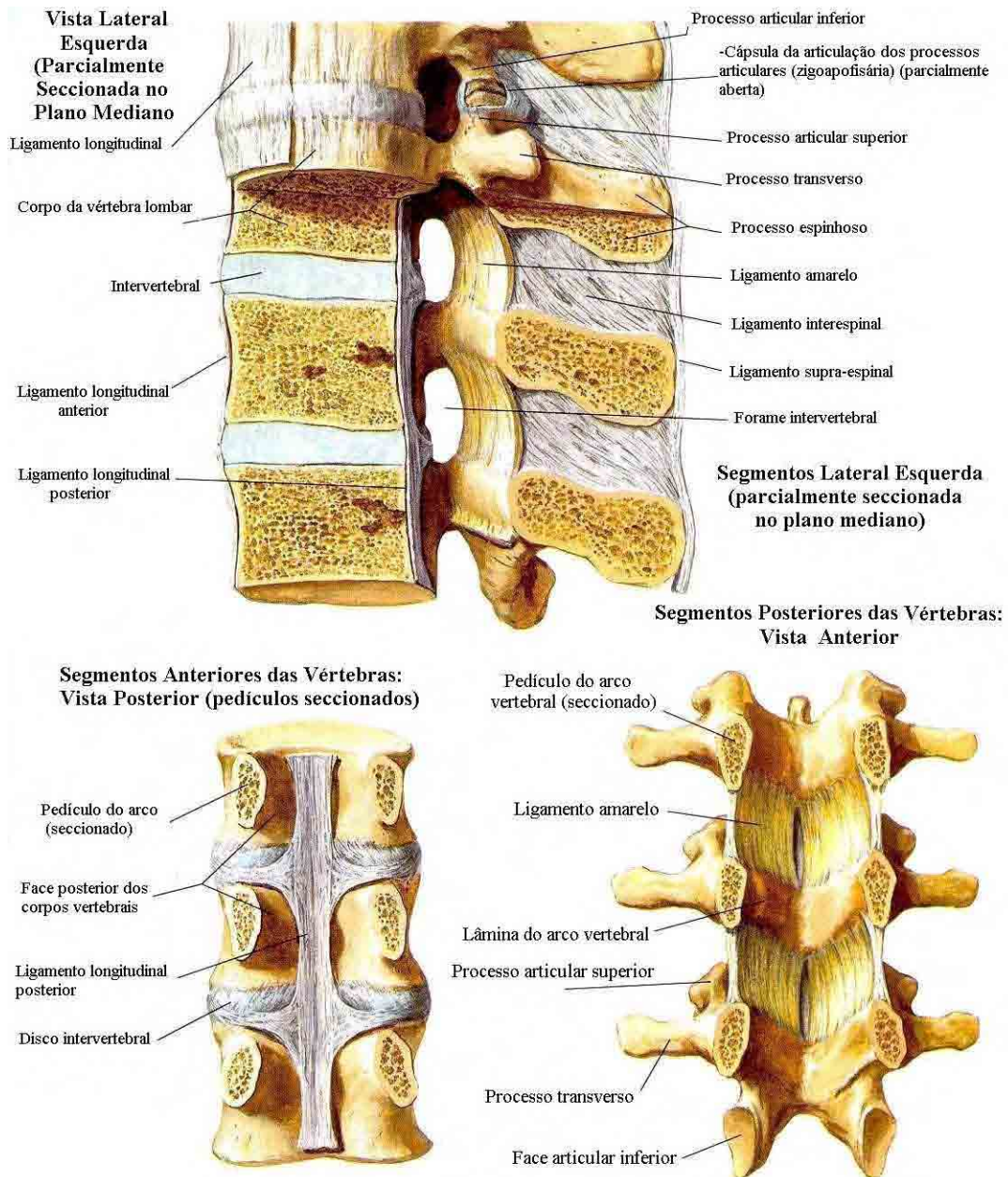


Figura 2.3 – Coluna Lombar: Ligamentos vertebrais, Neeter (2003).

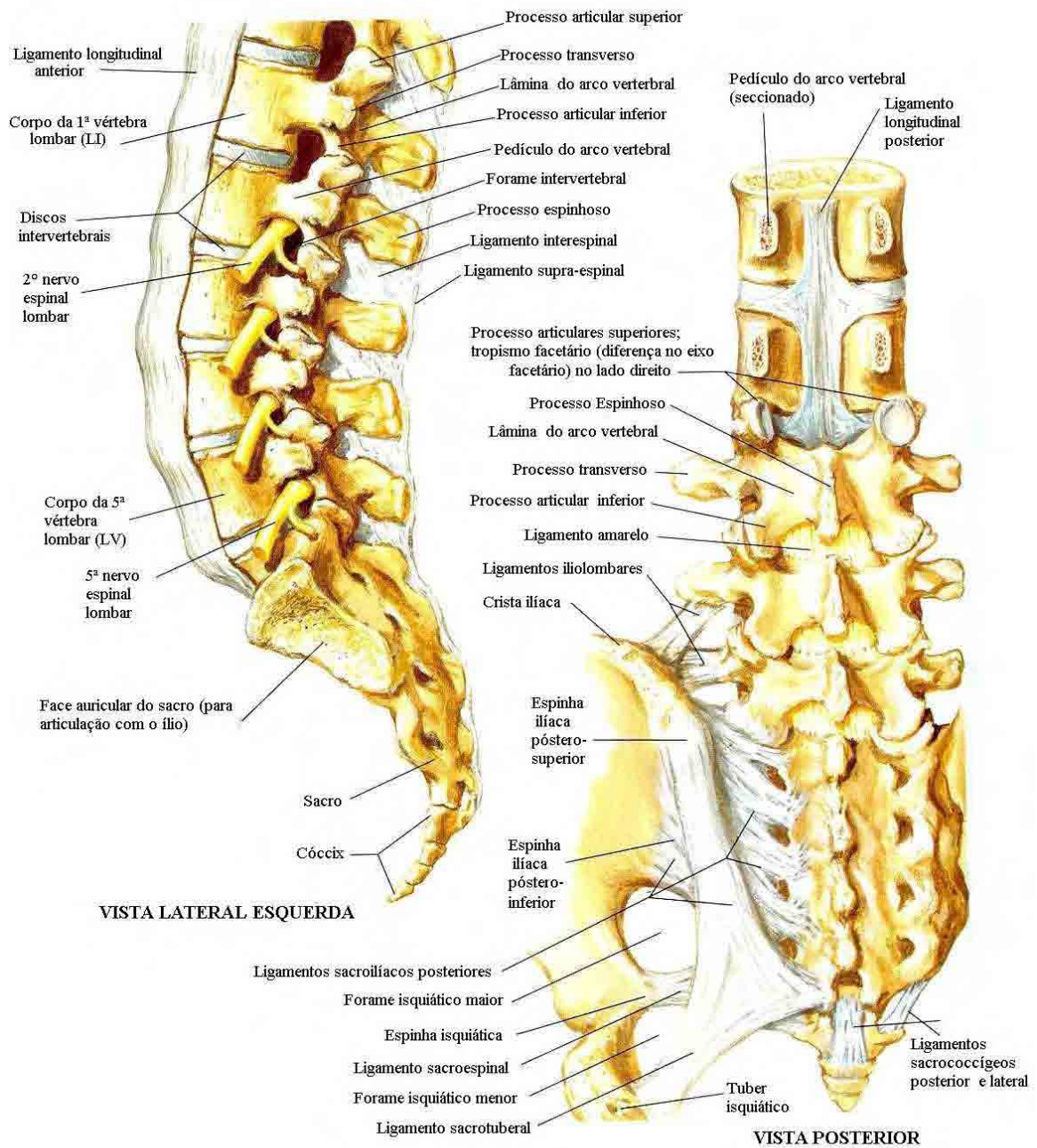


Figura 2.4 – Região Lombossacral: Ligamentos vertebrais, Neeter (2003)

2.2 ASPECTO DE SAÚDE DA COLUNA LOMBAR

Há evidências de que algumas doenças ocupacionais estão associadas com as lombalgias, as dores ciáticas e com as cargas degenerativas que atuam no sistema espinhal, incluindo anomalias dos discos intervertebrais. Exposição a algumas cargas

de vibrações sob algumas condições específicas têm sido objeto de reexame pelos médicos, com o fim de observar o desempenho físico em pequenos intervalos de tempo, Triano (2000).

Um trabalho de revisão sobre os estudos de vibrações no corpo humano (whole-body vibration – WBV) e seus efeitos sobre a coluna humana, entre os anos de 1986 e 1997, foi realizado por Bovenzi e Hulshof (1999). Em uma pesquisa, considerando-se vários detalhes sobre os estudos epidemiológicos de LBP em ocupações sujeitas às WBV, 45 artigos foram avaliados. Após a aplicação de alguns critérios de seleção, 17 artigos reportaram ao registro de LBP em 22 grupos expostos às WBV. Os estudos selecionados deixaram claras as ligações entre exposições às WBV durante o trabalho com os diagnósticos de LBP e com o aparecimento de degenerações da coluna lombar. LBP, dor ciática e deformidades no sistema espinhal parecem estar interligados de alguma forma.

No caso do trabalho em turnos, contudo, no qual o próprio horário não-usual de trabalho pode constituir um dos fatores causais para doenças, Sanchez-Ferrandiz (1988), entre outros, propõe que os agentes ambientais sejam considerados também como co-fatores etiológicos, capazes de contribuir para as doenças observadas. Todavia, há evidências mostrando que o nível desta contribuição deletéria depende também do horário em que a exposição ocorre.

Assim sendo, o problema permitiria duas linhas de abordagem sistemática. Ou as exposições ambientais agravam uma situação patológica pré-determinada em função da organização do trabalho em turnos, ou os efeitos da exposição são maiores em decorrência do horário dessa exposição, levando à doença. Na prática, entretanto, não se pode esperar uma separação entre esses dois fatos. Considerando-se o trabalhador como um sujeito bio-psicossocial, a doença passa a ser o resultado desfavorável de um dado processo de interação. Nesse sentido, desde os trabalhos pioneiros nesta área, como de House et al (1979), por exemplo, até os mais recentes, como o de Parkes (1999), vem sendo demonstrado claramente que a percepção subjetiva dos riscos ambientais e os efeitos decorrentes das exposições dependem das relações organizacionais mantidas no trabalho.

Conseqüentemente, a proposta mais atual é abordar o problema sob o ponto de vista de efeitos combinados, decorrente da exposição aos riscos ambientais e ao trabalho em turnos simultaneamente, como sugerem Rutenfranz, Knauth e Angersbach (1989); Rutenfranz et al (1989), Fischer et al (1997). Essa abordagem complexa, entretanto, como o trabalho de Parkes (1999) entre petroleiros, tem sido rara. Com maior freqüência são apresentados estudos relatando horários de resistência diminuída (HRD), ou seja, demonstrações do agravamento dos efeitos das exposições em função do horário da sua ocorrência. Esses estudos têm mostrado tais diferenças na exposição ao calor, Sanchez-Ferrandiz (1988); Rutenfranz et al (1989) e ao ruído, Kamal et al (1989); Karnicki (1989); Koller et al (1987); Nurminen e Kurppa (1989); Seibt et al (1986); Mukhin (1994). Outros trabalhos têm indicado também a possibilidade dessas diferenças entre os agentes biológicos, Wongwiwat et al (1972), e os relativos à ergonomia postural, como na resposta às solicitações mecânicas dos discos intervertebrais, Adams et al (1990). Estudos subseqüentes da porção lombar da coluna, tanto com o auxílio de ressonância magnética, Botsford et al (1994); Paajanen (1994), como de ultra-som, Ledson (1996), mostram que a distância entre os discos intervertebrais é maior pela manhã do que à tarde, possivelmente devido ao processo de reidratação que se observa nesses discos durante a noite, conforme Paajanen et al (1994). Não é sem razão, portanto, que a movimentação do tronco se verifica mais contida pela manhã do que à tarde, Dvorak et al (1995); Ensink et al (1996), horário este em que mesmo a força muscular é maior, conforme Martin et al (1999).

2.3 ASPECTO FISIOTERAPÊUTICO

As características viscoelásticas de um disco intervertebral são determinadas por suas propriedades físicas e estruturais. As relações força-deslocamento apresentam curvas diferentes para esforços de tração, compressão e cisalhamento. A histerese medida entre a aplicação de uma força e sua relaxação pode ser observada no caso de característica viscoelástica. A biomecânica funcional da coluna humana está

intrinsecamente ligada a estas características. Dados obtidos de experimentos realizados, tanto *in vivo* quanto em peças anatômicas após dissecação, têm sido fundamentais na avaliação de modelos propostos para descrever o comportamento dinâmico da coluna humana, em White III e Panjabi (1990).

A anatomia funcional da coluna lombar humana é composta de cinco vértebras (LI, LII, LIII, LIV e LV), como apresentada nas figuras 2.1 a 2.4. Discos intervertebrais, ligamentos e músculos. Cada uma das vértebras é composta de um corpo e de elementos posteriores, usualmente denominados processos, em tecido ósseo. Cada disco intervertebral é composto de três partes: núcleo pulposo – composto de água e mucopolissacarídeos, que são os responsáveis pela viscosidade do disco; anel fibroso e discos de extremidade, que conferem elasticidade ao disco. São seis os graus de liberdade que um disco intervertebral proporciona entre as vértebras por ele unidas. Os ligamentos podem ser postos em duas categorias: ligamentos longitudinais anteriores e posteriores. A composição básica dos ligamentos é de 80% elastina e 20% colágeno. Os músculos são os elementos ativos nas transmissões de forças e momentos à coluna vertebral, sendo então elementos ativos dos movimentos McGill (2000).

A manipulação da espinha humana tem sido uma antiga tradição. Técnicas para aliviar dores na coluna, fundamentadas na aplicação de pressões em pontos específicos e com características específicas são tradições milenares e largamente difundidas na cultura clínica de diversos povos. Historicamente, estas técnicas têm sido de caráter empírico e qualitativo. Em 1975, com a conferência promovida pelo National Institute of Neurological Communicable Disease and Stroke, em Chicago, foi que a manipulação espinal teve enfoque científico. Tem havido dificuldades em apresentar alternativas ao tratamento à base de antibióticos. Os mecanismos naturais de defesas do corpo humano podem, no entanto, ser capazes de controlar microorganismos e raciocínio análogo pode ser aplicado para presumir que forças e momentos aplicados sobre regiões com algum tipo de lesão sejam capazes de levar a um estado de reação por parte do próprio organismo Triano (2000).

No início da década de 90, surgiu um primeiro simulador de fisioterapia para a espinha (SPS – spinal physiotherapy simulator) e pouco depois, uma máquina para avaliação espinal (SAM - spinal assessment machine). Com base nos dados colhidos

em experimentos realizados com estes equipamentos têm sido propostos modelos de simulação que permitam, do ponto de vista dos terapeutas, estabelecer relações entre os sintomas de dor e os sinais de rigidez, para a coluna lombar humana. Os dados colhidos por experimentação em um SAM (spinal assessment machine) permitiram a proposta de comportamento não-linear para a relação força-deslocamento, para o intervalo de 0-250N, com uma deformação de 0-15mm. Este experimento permitiu a proposta de um modelo dinâmico para avaliar a rigidez da coluna lombar humana submetida à força oscilatória sinusoidal com um máximo de 250N e frequência de 2Hz, como posto pelo experimento de Nicholson et al (2001).

É assumido neste trabalho o enfoque da anatomia sistêmica, compreendendo o estudo analítico macroscópico dos sistemas orgânicos considerados separadamente, para a formulação de um modelo anatômico simplificado capaz de representar o segmento lombar da coluna humana. O aparelho ósteo-articular, composto pelo sistema esquelético e o sistema articular, será tratado neste trabalho somente pelo segmento lombar da coluna vertebral humana, incluindo suas ligações com a massa do tórax e a massa pélvis. A constituição e a função de cada sistema terão as seguintes orientações: Sistema Esquelético – arcabouço formado por ossos, que dão inserção aos músculos, delimitam cavidades, constituem alavancas e servem como elementos passivos dos movimentos; Sistema Articular – constituído pelas articulações que são estabelecidas entre os ossos, pelas quais se dão os movimentos. Será também aplicado o princípio geral da simetria bilateral – o plano sagital divide o corpo humano nos antímeros direito e esquerdo, em Di Dio (2002).

2.4 MODELOS MATEMÁTICOS

Um estudo de Kitazaki e Griffin (1997), desenvolveu um modelo bidimensional capaz de prever respostas biomecânicas de vibrações na coluna lombar. A base do modelo foi formulada pelo método de elementos finitos. O modelo foi simulado nas frequências de 5Hz, 8Hz e 10Hz e apresentou resultados satisfatórios.

Um modelo bidimensional, fundamentado na metodologia de elementos finitos, para predição de forças intervertebrais em sujeitos sentados, foi desenvolvido por Pankoke, Buck e Woelfel (1998). Foram representadas as vértebras LIII, LIV e LV e foram incorporados ao modelo o tronco e os braços. O modelo foi construído a partir de corpos rígidos interconectados por elementos com rigidez linear. As respostas foram consideradas satisfatórias para a previsão das forças inerciais ativas e o comportamento dinâmico da coluna lombar.

Uma análise da resposta dinâmica nas vértebras LIII, LIV e LV de sujeitos do sexo masculino expostos a vibrações verticais foi procedida por Matsumoto e Griffin (1998). As frequências variaram de 5Hz a 20Hz e foi verificado que os movimentos no sentido axial aumentam consideravelmente nas frequências mais altas.

Um estudo matemático simples para observar a ressonância que ocorre nas frequências próximas a 5Hz, para sujeitos submetidos a vibrações verticais, foi desenvolvido por Matsumoto e Griffin (2001). A metodologia considerou parâmetros geométricos e inerciais fundamentados em dados anatômicos. Dois modelos, um com quatro e outro com cinco graus de liberdade foram formulados. O fenômeno da ressonância foi confirmado em vibrações com frequências em torno de 5Hz.

A alta relevância da quantificação dos esforços (forças e momentos) ativos na coluna humana levaram Dolan e Adams (2001) a proceder um levantamento sobre os recentes avanços experimentais que estabeleceram distribuição de forças e momentos ativos na coluna lombar. Tais esforços têm sido de grande interesse nos estudos relacionados às disfunções dos discos intervertebrais. Consideraram que a inclusão desses dados nos modelos matemáticos seriam de grande relevância no processo de quantificar imperfeições no funcionamento da coluna lombar humana.

Com o objetivo de investigar o comportamento da coluna lombar sob forças pósterio-anteriores (PA) estáticas e dinâmicas por análise modal, Keller e Colloca (2002) propuseram um modelo bidimensional (considerando as cinco vértebras lombares conectadas entre si, com o tórax e com a pelve por seis discos) capaz de obter uma resposta dinâmica da coluna lombar. O modelo, baseado em um coeficiente de amortecimento viscoso de 0,15 e coeficiente de rigidez que variaram de 25 a 60 kN/m, mostrou bom desempenho quando comparado com estudo realizados *in vivo*.

Forças oscilatórias na direção PA em LIII produziram deslocamentos de até 8,1 mm. Forças impulsivas produziram menores deslocamentos em comparação às forças estáticas e forças oscilatórias.

Em um trabalho posterior dos mesmos autores Keller, Colloca e Béliveau (2002), forças estáticas, impulsivas e oscilatórias com ângulos de incidência variados foram aplicados ao modelo. Os resultados foram comparados aos dados experimentais publicados para mobilização espinhal e manipulação. Foram encontrados métodos para um melhor entendimento da resposta às respostas dinâmicas induzidas da coluna lombar durante mobilização e tratamento por técnicas de manipulação. Foram representados o tórax, pélvis e cinco vértebras lombar como sete estruturas rígidas e oito estruturas de junta flexíveis. Foram modeladas estruturas com três graus de liberdade em deslocamento no pósterio-anterior, deslocamento axial e rotação em flexo-extensão. O modelo foi resolvido em espaço modal, com 21 graus de liberdade. A frequência natural fundamental de vibração obtida, foi de 5,24 Hz. Simulações usando uma força pósterio-anterior 100 N (estática e dinâmica) aplicada à vértebra LIII indicaram que os deslocamentos variavam até 2.40 mm (força impulsiva) e 8.23 mm (força oscilatória com frequência 2 Hz). Deslocamentos axiais (0,41 mm) e rotações em flexo-extensão (1,49°) também foram observados para forças oscilatórias aplicadas em LIII. O modelo é eficiente na previsão de situações que são difíceis de ser experimentalmente realizadas.

O trabalho apresentado por Verver et al. (2003), descreve a predição de forças espinhais em ocupantes de veículos sob vibrações verticais. Um modelo de multicorpos foi utilizado para avaliar as relações entre as vibrações verticais submetida à coluna e lombalgia (LBP). Foram validadas respostas do modelo para vibrações verticais com o uso de assento rígido em carro de passeio. No trabalho, as funções de resposta em frequência assento-condutor simuladas e experimentais foram comparadas. Foram investigadas também as intensidades das forças de compressão e cisalhamento com variadas frequências de vibrações. A resposta em frequência na simulação apresentou uma maior intensidade dos esforços na coluna lombar e a espinha torácica, na sua parte inferior.

2.5 RELEVÂNCIA

Lombalgia tem sido um sintoma muito freqüente nos diagnósticos de disfunções da coluna lombar humana. Muitas das técnicas para o tratamento clínico de disfunções do segmento lombar da coluna vertebral humana têm sido fundamentadas na aplicação de uma pressão pósterio-anterior (PA). No início da década de 90, surgiu um primeiro simulador de fisioterapia para a espinha (SPS – spinal physiotherapy simulator) e pouco depois, uma máquina para avaliação espinhal (SAM - spinal assessment machine). Com base nos dados colhidos em experimentos realizados com estes equipamentos, têm sido propostos modelos de simulação que permitam, do ponto de vista dos terapeutas, estabelecer relações entre os sintomas de dor e os sinais de rigidez, para a coluna lombar humana. Uma relação mais precisa de força-deslocamento parece ser crítica aos diagnósticos dos médicos e ao tratamento aplicável a cada caso pelos terapeutas. O presente modelo busca melhor aproximar estes elementos pela construção de um padrão individual do estado de rigidez da coluna lombar de cada sujeito, que serviria primeiro aos diagnósticos médicos, e num segundo momento ao acompanhamento da eficácia dos tratamentos aplicados pelos terapeutas.

Os parâmetros de rigidez não-linear da coluna lombar humana, evidenciados por experimentação *in vivo* são também considerados no presente modelo.

Assim sendo, o modelo proposto por esse trabalho é capaz de estabelecer a dinâmica da coluna lombar, considerando os parâmetros de curvatura e de rigidez não-linear de cada sujeito, de forma individualizada, bem como pode ser utilizado para simular situações que correspondam a possíveis anomalias no funcionamento da coluna lombar humana.

3 O MODELO MATEMÁTICO

3.1 O PROBLEMA E A JUSTIFICATIVA NA ESCOLHA DA METODOLOGIA.

A abordagem conceitual – como colocado no primeiro capítulo deste trabalho – é a teoria geral dos sistemas (TGS), subdivisão correspondente aos sistemas abertos e a justificativa para tal escolha tem se fundamentado na possibilidade de, em futuros trabalhos, buscar a integração entre a coluna lombar, a cintura pélvica e a coluna torácica, quando então a coluna lombar estaria sendo tratada como uma das partes de um sistema maior e não seria ela o objeto final do estudo, como tem sido o objeto do presente trabalho. Ainda aqui parece ser conveniente esclarecer que esta abordagem conceitual tem forte presença em uma outra visão que pode ser lançada sobre a coluna lombar de forma isolada ou sobre o conjunto integrado por ela com o tórax e a pelve, visão esta que seria o tratamento por análise dos sistemas em que tem sido subdividido o corpo humano do ponto de vista da anatomia, ou seja, sistema esquelético, sistema articular e sistema muscular, cuja ação conjunta constitui o sistema locomotor.

É oportuno destacar o fato de que no presente trabalho, se visto pela perspectiva da anatomia, serão tratados, para fins de modelagem, somente os sistemas articular e esquelético – sem a inclusão do sistema muscular – também referenciado na ciência da medicina humana como sistema osteoarticular. A teoria dos sistemas abertos tem presença forte para futuras investigações, desde que a proposta venha ser a de ampliar o estudo sobre o segmento da coluna lombar isoladamente pelo viés da introdução, na modelagem, da parte do sistema muscular a ela correspondente.

O modelo antropométrico básico usado no presente trabalho é fundamentado nos modelos propostos por Keller e Colloca (2002) e Keller, Colloca e Béliveau (2002). Uma diferença entre o modelo proposto e os demais anteriormente citados está na metodologia de abordagem, pois o presente trabalho vem sendo construído a partir dos sistemas multicorpos, que tem se mostrado como uma metodologia capaz de trazer o benefício de permitir, com razoável facilidade, a introdução de novos elementos e de

restrições geométricas no sistema, pois os modelos multicorpos oferecem facilidades na inserção de novos corpos no sistema, o que facilitaria a extensão do modelo a toda a coluna vertebral, com a inserção no modelo dos segmentos torácico e cervical.

Um outro diferencial é a modelagem da coluna lombar humana considerando a não-linearidade viscoelástica dos tecidos que constituem as ligações entre as vértebras, linha investigada experimentalmente por Nicholson et al (2001), e que está sendo procedido pela introdução de uma função de rigidez viscoelástica não-linear para a coluna lombar, obtida a partir de interpolação dos dados experimentais de força-deslocamento.

A utilização de radiografia digital de cada sujeito, além de dar uma visão de individualidade do sujeito objeto do estudo, permite mensurar o ângulo e a posição, medidos no plano sagital do corpo do paciente, no qual se encontra cada uma das vértebras em relação a um sistema global de coordenadas, escolhido apropriadamente. Uma radiografia digital de coluna lombar é apresentada na posição deitada na Figura 3.1, abaixo.

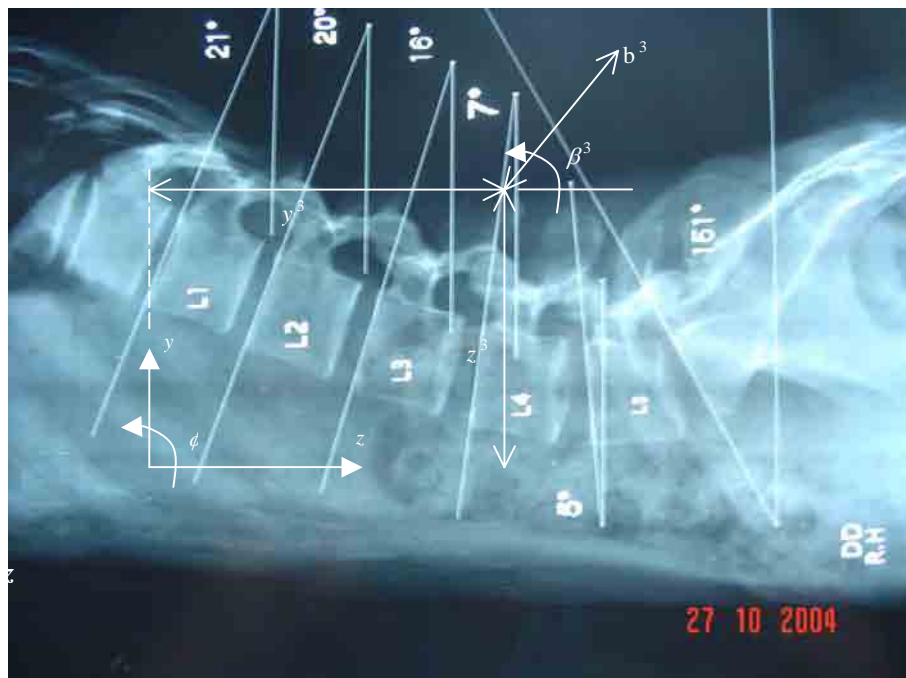


Figura 3.1 – Radiografia digital de um paciente, mostrando os ângulos e as posições das vértebras, parte do tórax e parte da cintura pélvica, referencial global no plano sagital (z, y, ϕ).

A Figura 3.2 apresenta um modelo físico esquemático do sistema multicorpos referente a coluna lombar da Figura 3.1, constituída de corpos rígidos e flexíveis.

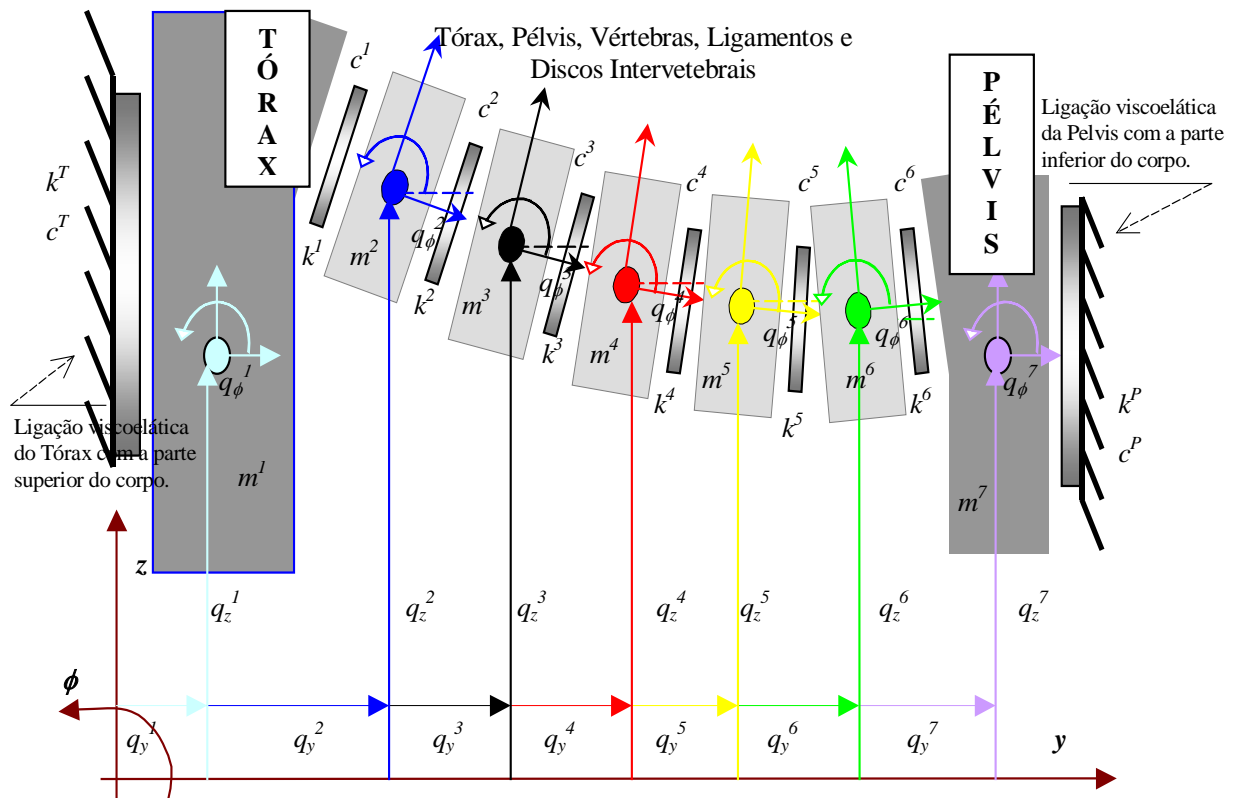


Figura 3.2 – Modelo físico proposto para a coluna lombar, com os ângulos e as posições das vértebras, tórax e pélvis, sistema global de coordenadas e coordenadas locais no plano sagital (z, y, ϕ).

Os corpos considerados rígidos, em número de sete, são: tórax, vértebras LI a LV e pélvis; os corpos considerados flexíveis, em número de oito, são: ligação viscoelástica do tórax com a parte superior do corpo, ligamentos e discos intervertebrais e ligação viscoelástica da pélvis com a parte inferior do corpo. A modelagem vem sendo construída em parâmetros concentrados, onde os corpos rígidos são providos de inércia e os corpos flexíveis não possuem inércia.

Admitido um sistema global de coordenadas de referência, arbitrariamente alocado no plano sagital, contudo, permitindo uma escolha conveniente para alocação. Os sistemas locais de coordenadas foram alocados, cada um deles, coincidindo com os respectivos centros geométricos dos corpos rígidos e assumindo como fato que, no mesmo ponto, fica também o centro de massa de cada corpo rígido.

Os corpos flexíveis vêm sendo tratados no modelo como elementos com características viscoelásticas.

3.2 AS EQUAÇÕES DO MODELO MATEMÁTICO.

As curvas de histerese, apresentadas pelas relações força-deslocamento e obtidas experimentalmente que comprovam uma não-linearidade nas relações força-deslocamento, Nicholson et al (2001), impõem assim uma rigidez não-linear ao sistema e levam à necessidade de construção de uma função de rigidez que possa atender à condição experimental observada – no presente trabalho serão utilizados os dados obtidos por Nicholson et al (2001). A metodologia aplicada a esta parte do trabalho tem sido no sentido de transformar as curvas de histerese em duas funções não lineares: A primeira construída a partir dos dados experimentais de força-deslocamento obtidos na fase crescente do carregamento imposto à coluna lombar dos sujeitos e a segunda construída a partir dos dados experimentais obtidos na fase de relaxação. De posse dos dados, como um primeiro passo tem sido a interpolação polinomial destes, e como naturalmente dados variam de indivíduo para indivíduo, torna-se uma necessidade a aplicação de diferentes graus para o polinômio interpolador (spline cúbica) buscando uma correlação satisfatória para cada caso de dados interpolados, Hanselman e Littlefield (2003). No caso específico, dados experimentais obtidos do sujeito 9 do experimento de Nicholson et al (2001), o polinômio de terceiro grau apresentou correlação satisfatória. Sendo o polinômio interpolador da relação força-deslocamento na fase crescente do carregamento dado

por $F_{GRO}(z)$ e na fase de relaxação dado por $F_{DEC}(z)$, passa a ser possível a construção de duas funções de força-deslocamento na direção z e, a partir destas, duas funções de rigidez – uma para a fase crescente da carga e outra para a fase de relaxação – obtidas pela derivação respectiva dos polinômios: $\frac{d}{dz} F(z) + k_0 = k(z)$;

$F(z) \rightarrow$ força-deslocamento

$k_0 \rightarrow$ rigidez mínima do sistema

$k(z) \rightarrow$ rigidez não-linear do sistema

A Figura 3.3 representa a curva força-deslocamento na direção pósterio-anterior PA obtida por interpolação dos dados experimentais de Nicholson et al (2001).

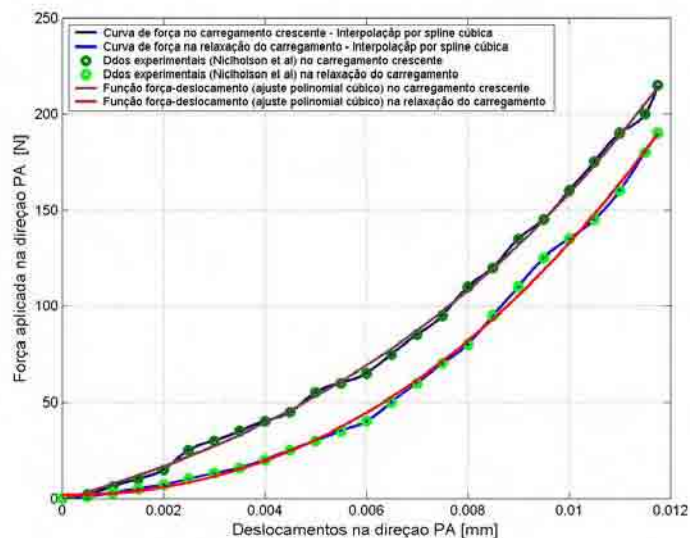


Figura 3.3 – Curva força-deslocamento na direção pósterio-anterior PA, construída com os dados obtidos experimentalmente por Nicholson et al (2001).

Para a construção das funções força-deslocamento (no carregamento crescente e na relaxação do carregamento), como apresenta na Figura 3.3, foi adotada uma função polinomial cúbica, com os dados experimentais extraídos do trabalho de Nicholson et al (2001).

$$z_{\text{exp}} = (0.0 \ 0.5 \ 1.0 \ 1.5 \ 2.0 \ 2.5 \ 3.0 \ 3.5 \ 4.0 \ 4.5 \ 5.0 \ 5.5 \ 6.0 \ 6.5 \ 7.0 \ 7.5 \ 8.0 \ 8.5 \ 9.0 \ 9.5 \ 10.0 \ 10.5 \ 11.0 \ 11.5 \ 11.7)$$

$$F_{\text{GRO}} = (0 \ 2 \ 6 \ 10 \ 15 \ 25 \ 30 \ 35 \ 40 \ 45 \ 55 \ 60 \ 65 \ 6.5 \ 75 \ 85 \ 95 \ 110 \ 120 \ 135 \ 145 \ 160 \ 175 \ 190 \ 215)$$

$$F_{\text{DEC}} = (0 \ 1 \ 3 \ 5 \ 7 \ 10 \ 13 \ 16 \ 20 \ 25 \ 30 \ 35 \ 40 \ 50 \ 60 \ 70 \ 80 \ 95 \ 110 \ 125 \ 135 \ 145 \ 160 \ 180 \ 190)$$

onde: z_{exp} deslocamentos medidos em milímetros (mm).

F_{GRO} Força aplicada no carregamento crescente em Newtons (N).

F_{DEC} Força aplicada na relaxação do carregamento em Newtons (N).

Para a construção da função de rigidez, fundamentado no anteriormente exposto, vem:

$$k_{\text{GRO}}(z) = k_0 + \frac{d}{dz}(F_{\text{GRO}}(z)) \quad (3.1)$$

$$k_{\text{DEC}}(z) = k_0 + \frac{d}{dz}(F_{\text{DEC}}(z)) \quad (3.2)$$

Sendo tomada a média geométrica destas funções de rigidez, esta média pode então oferecer uma opção de função de rigidez para a direção (z) pósterio-anterior (PA) da coluna humana. Esta função pode caracterizar a rigidez ao corte para a coluna humana.

$$k(z) = \sqrt{\frac{(k_{\text{GRO}}(z))^2 + (k_{\text{DEC}}(z))^2}{2}} \quad (3.3)$$

Na Figura 3.4 estão representadas as curvas rigidez-deslocamento obtidas por derivação da relação força-deslocamento constantes da Figura 3.3.

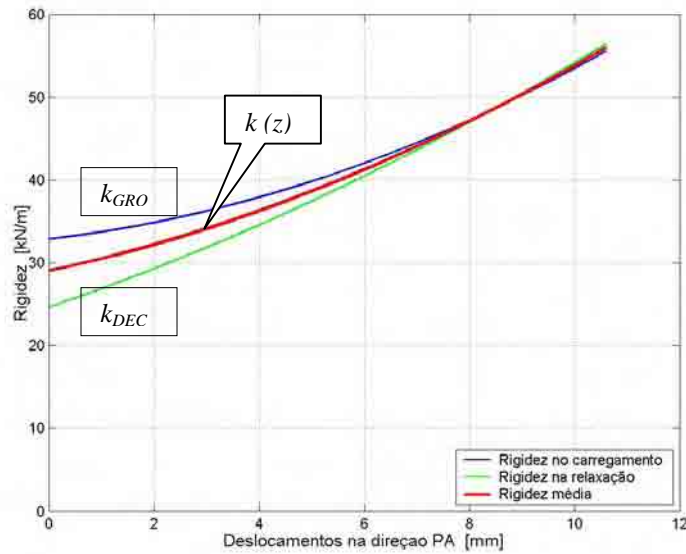


Figura 3.4 – Curva rigidez-deslocamento na direção pósterio-anterior PA.

Partindo deste resultado, e aplicando a distribuição na rigidez da coluna lombar proposta por Keller e Colloca (2002), para caracterizar a rigidez na direção PA de cada elemento de ligação entre as vértebras, passa a ser possível a determinação dos elementos da submatriz de rigidez k_z^i proposta pelo presente trabalho para a direção PA e apresentada na equação (3.13). Os elementos de ligação entre os corpos rígidos têm estado caracterizados no presente trabalho por sua rigidez (capacidade de armazenar energia – k_j^i) e sua característica de amortecimento viscoso (capacidade de dissipar energia – c_j^i). No modelo da Figura 3.2, tais elementos característicos são definidos na direção PA.

$$k_z^i = \alpha_z^i \cdot k(z) \quad i = 1, 2, \dots, 6 \quad ; \quad \text{elemento genérico da rigidez em "z"} \quad (3.4)$$

Onde, os fatores de proporcionalidade, propostos por Keller e Colloca (2002), de discos intervertebrais para a direção pósterio-anterior (z) são:

$$\alpha_z^1 = 1.0 \quad ; \quad \alpha_z^2 = 0.8 \quad ; \quad \alpha_z^3 = 0.7 \quad ; \quad \alpha_z^4 = 0.6 \quad ; \quad \alpha_z^5 = 0.6 \quad ; \quad \alpha_z^6 = 0.9$$

Para a rigidez do elemento de ligação do tórax com a parte superior do corpo e para a rigidez do elemento de ligação da pélvis com a parte inferior do corpo, Keller, Colloca e Béliveau (2002), propõem valores fixos, a saber: $k_z^T = 300 \text{ kN/m}$ e $k_z^P = 200 \text{ kN/m}$, respectivamente.

No presente trabalho, estes valores não serão tomados, em seus lugares serão propostas formulações alternativas que considerem a função não-linear de rigidez $k(z)$, como segue:

$$k_z^T = \frac{k_z^1 + 300000}{2} ; \text{ para valores de } k_z^1 \text{ em [N/m], acarretando } k_z^T \text{ em [N/m].}$$

$$k_z^P = \frac{k_z^6 + 200000}{2} ; \text{ para valores de } k_z^6 \text{ em [N/m], acarretando } k_z^P \text{ em [N/m].}$$

A justificativa para a proposta reside no fato de que, assim procedendo, fica estabelecido o valor médio entre a rigidez ao corte do elemento de ligação entre o segmento da coluna lombar e o tórax (k_z^1) e o correspondente valor proposto por Keller, Colloca e Béliveau (2002), ($k_z^T = 300 \text{ kN/m}$), proposto para o elemento de ligação do tórax com a parte superior do corpo. Com semelhante raciocínio, é deduzida a rigidez do elemento de ligação entre a coluna lombar e a parte inferior do corpo (k_z^P).

As funções de rigidez para a direção (y) axial e para a rotação (ϕ) no plano sagital (xy) da coluna humana podem ser construídas a partir da função de rigidez para a direção PA, assumindo que as proporções obtidas por experimentos em peças anatômicas dissecadas – neste caso, rigidez à tração e à compressão, ao cisalhamento e à rotação – quando comparadas com experimentação *in vivo*, se mantenham. Os valores de rigidez ao cisalhamento, de rigidez à tração-compressão e de rigidez à rotação, obtidos de peças anatômicas, podem ser encontrados em White III, Panjabi (1990) e em Triano (2000).

$$k_y^i = \alpha_y^i \cdot k(z) \quad i = 1, 2, \dots, 6 \quad ; \text{ elemento genérico da rigidez em "y"} \quad (3.5)$$

$$k_\phi^i = \alpha_\phi^i \cdot k(z) \quad i = 1, 2, \dots, 6 \quad ; \text{ elemento genérico da rigidez em "\phi"} \quad (3.6)$$

$$\alpha_y^i = \frac{2 \cdot (k_{ct}^i)^2}{(k_{pa}^i)^2 + (k_{ap}^i)^2} \quad ; \text{ fator de proporcionalidade adimensional em "y"} \quad (3.7)$$

$$\alpha_\phi^i = \frac{2 \cdot (k_{ex}^i)^2}{(k_{pa}^i)^2 + (k_{ap}^i)^2} \quad ; \text{ fator de proporcionalidade dimensional em } [m^2 / rad] \text{ em "\phi"} \quad (3.8)$$

$k_{ct}^i \rightarrow$ rigidez à compressão / tração do *i-ésimo* disco intervertebral, [N/m].

$k_{ex}^i \rightarrow$ rigidez à rotação do *i-ésimo* disco intervertebral, [Nm/rad].

$k_{pa}^i \rightarrow$ rigidez ao corte, sentido posterior/anterior, *i-ésimo* disco intervertebral, [N/m].

$k_{ap}^i \rightarrow$ rigidez ao corte, sentido anterior/posterior, *i-ésimo* disco intervertebral, [N/m].

$$k_y^T = \frac{k_y^1 + 1250000}{2} \quad \text{para } k_y^1 \text{ em [N/m], acarretando } k_y^T \text{ em [N/m].}$$

$$k_y^P = \frac{k_y^6 + 300000}{2} \quad \text{para } k_y^6 \text{ em [N/m], acarretando } k_y^P \text{ em [N/m].}$$

$$k_\phi^T = \frac{k_\phi^1 + 400}{2} \quad \text{para } k_\phi^1 \text{ em [Nm/rad], acarretando } k_\phi^T \text{ em [Nm/rad].}$$

$$k_\phi^P = \frac{k_\phi^6 + 700}{2} \quad \text{para } k_\phi^6 \text{ em [Nm/rad], acarretando } k_\phi^P \text{ em [Nm/rad].}$$

A justificativa para a proposta vem sendo sustentada por razões semelhantes às percorridas para o caso anterior, visto que estes casos e o caso anterior apresentarem grandes semelhanças, não havendo, ao menos de forma aparente, razões que justifiquem a busca de novas hipóteses, ou proposições.

As características geométricas do sistema podem ser colocadas com o auxílio da radiografia digital do paciente (Figura 3.1) e do modelo físico (Figura 3.2). Tais características geométricas tem sido de grande relevância para este trabalho, pois têm permitido a determinação de um caráter individual de cada paciente na avaliação dos resultados. Este fato vem sendo considerado de significativa relevância pelos profissionais da saúde humana, para a aplicação dos diferentes protocolos de avaliação e de tratamento em pacientes portadores de alguns tipos de lesão na coluna lombar, especialmente os problemas relacionados ao aumento de rigidez do órgão, o que tem sido relacionado à LBP e às variações nas amplitudes dos movimentos do órgão.

As condições de contorno serão construídas a partir dos valores a serem medidos na radiografia digital de cada paciente:

a) b^i ; $i = 1, 2, \dots, 7 \rightarrow$ distância, medida na radiografia digital do paciente (Figura 3.1- para a vértebra LIII), do ponto de aplicação das forças e/ou momentos externos ao centro de massa do corpo rígido em que o esforço está sendo aplicado.

A justificativa para tal vem dos procedimentos e técnicas utilizadas nas terapias que, com grande frequência, protocolam a aplicação de esforços pelos terapeutas – tanto no tratamento quanto na avaliação do paciente, sobre o processo espinhoso de cada vértebra, sendo necessária a obtenção da distância entre este ponto de aplicação dos esforços (extremidade do processo espinhoso) e o centro de massa da vértebra (considerado coincidente com o centro geométrico da mesma), permitindo assim uma medição na distância entre estes pontos, a partir da radiografia digital, com suficiente precisão para determinação dos momentos ativos no sistema.

b) z^i ; $i = 1, 2, \dots, 7 \rightarrow$ posição inicial, na direção vertical (Figura 3.1 - do eixo y para a vértebra LIII), ao longo do eixo pósterio-anterior (z) no plano sagital (zy), do centro de massa de cada corpo rígido integrante do sistema, em relação ao sistema global de coordenadas. Como convencionado neste trabalho, há coincidência entre o centro de massa de cada corpo rígido e a origem do sistema local de coordenadas, vide Figura 3.2. Há que se tomar o cuidado para não confundir este estado com as

condições iniciais do problema, que podem ser, e normalmente têm sido, diferentes deste.

c) y^i ; $i = 1, 2, \dots, 7 \rightarrow$ posição inicial, medida na radiografia digital do paciente (Figura 3.1 – mostrado para a vértebra LIII), ao longo do eixo axial (y) no plano sagital (zy), de forma semelhante às medições realizadas no caso anterior.

d) ϕ^i ; $i = 1, 2, \dots, 7 \rightarrow$ rotação inicial, medida na radiografia digital do paciente (Figura 3.1- para todas as vértebras), em torno do eixo transversal (x) no plano sagital (zy), de forma semelhante às medições realizadas em ambos os casos anteriores.

A justificativa para a introdução da geometria do sistema na formulação do modelo é fundamentada na questão do caráter de individualidade, pois as lordoses e cifoses naturais da coluna lombar humana variam de pessoa a pessoa, mais ou menos acentuadamente.

As matrizes de inércia do i -ésimo corpo do sistema são definidas como:

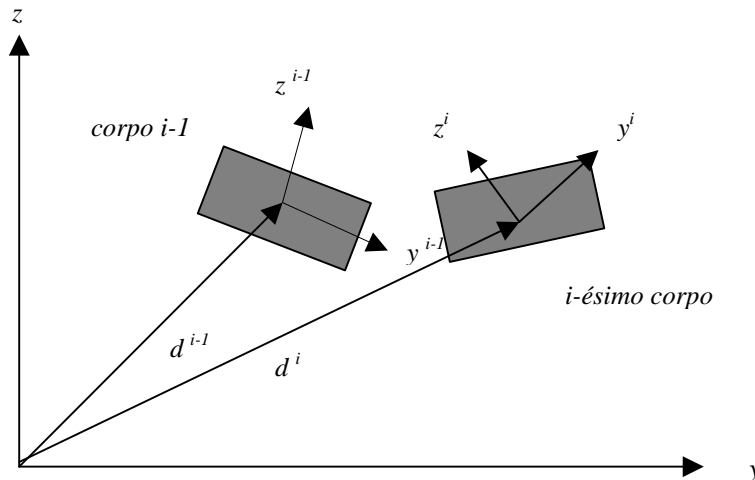


Figura 3.5 – Posição do i -ésimo corpo rígido no plano sagital.

$$M = \begin{bmatrix} M_z & 0 & 0 \\ 0 & M_y & 0 \\ 0 & 0 & I_\phi \end{bmatrix} \quad (3.9)$$

$$M_z = M_y = \begin{bmatrix} \ddots & 0 & 0 \\ 0 & m^i & 0 \\ 0 & 0 & \ddots \end{bmatrix} \quad \text{com: } i = 1, 2, \dots, 7 \quad (3.10)$$

$$I_\phi = \begin{bmatrix} \ddots & & & & & & & & 0 \\ 0 & m^i \cdot \left[(z^i - z^{i-1})^2 + (y^i - y^{i-1})^2 \right] & & & & & & & 0 \\ 0 & & 0 & & & & & & \ddots \end{bmatrix} \quad \text{com: } i = 1, 2, \dots, 7 \quad (3.11)$$

Ficando assumido, por este trabalho, que não existem acoplamentos dinâmicos para o modelo, como mostrado pela matriz de inércia (3.9); pelas submatrizes de massa (3.10) e pela submatriz de inércia (3.11).

As matrizes de rigidez do *i-ésimo* corpo do sistema, são definidas como:

$$K = \begin{bmatrix} K_z & 0 & 0 \\ 0 & K_y & 0 \\ 0 & 0 & K_\phi \end{bmatrix} \quad (3.12)$$

$$K_z = \begin{bmatrix} k_z^T + k_z^1 & -k_z^1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -k_z^1 & k_z^1 + k_z^2 & -k_z^2 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -k_z^2 & k_z^2 + k_z^3 & -k_z^3 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -k_z^3 & k_z^3 + k_z^4 & -k_z^4 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -k_z^4 & k_z^4 + k_z^5 & -k_z^5 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -k_z^5 & k_z^5 + k_z^6 & -k_z^6 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -k_z^6 & k_z^6 + k_z^P \end{bmatrix} \quad (3.13)$$

$$K_y = \begin{bmatrix} k_y^T + k_y^1 & -k_y^1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -k_y^1 & k_y^1 + k_y^2 & -k_y^2 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -k_y^2 & k_y^2 + k_y^3 & -k_y^3 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -k_y^3 & k_y^3 + k_y^4 & -k_y^4 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -k_y^4 & k_y^4 + k_y^5 & -k_y^5 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -k_y^5 & k_y^5 + k_y^6 & -k_y^6 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -k_y^6 & k_y^6 + k_y^P \end{bmatrix} \quad (3.14)$$

$$K_\phi = \begin{bmatrix} k_\phi^T + k_\phi^1 & -k_\phi^1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -k_\phi^1 & k_\phi^1 + k_\phi^2 & -k_\phi^2 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -k_\phi^2 & k_\phi^2 + k_\phi^3 & -k_\phi^3 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -k_\phi^3 & k_\phi^3 + k_\phi^4 & -k_\phi^4 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -k_\phi^4 & k_\phi^4 + k_\phi^5 & -k_\phi^5 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -k_\phi^5 & k_\phi^5 + k_\phi^6 & -k_\phi^6 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -k_\phi^6 & k_\phi^6 + k_\phi^P \end{bmatrix} \quad (3.15)$$

Assumido que os acoplamentos estáticos para o modelo possam ser representados como posto pelas submatrizes de rigidez (3.13), (3.14) e (3.15), de acordo com o modelo de acoplamento proposto por Keller e Colloca (2002).

Apesar do modelo de Keller e Colloca referir-se apenas à direção pósterio-anterior (z) o mesmo acoplamento foi assumido em outras duas direções (y e ϕ).

As submatrizes de amortecimento viscoso do i -ésimo corpo do sistema, são definidas como:

$$C = \begin{bmatrix} C_z & 0 & 0 \\ 0 & C_y & 0 \\ 0 & 0 & C_\phi \end{bmatrix} \quad ; \text{ matriz de amortecimento viscoso do sistema } \quad (3.16)$$

$$C_z = 2 \cdot \xi \cdot \sqrt{M_z \cdot K_z} \quad (3.17)$$

$$C_y = 2 \cdot \xi \cdot \sqrt{M_y \cdot K_y} \quad (3.18)$$

$$C_\phi = 2 \cdot \xi \cdot \sqrt{I_\phi \cdot K_\phi} \quad (3.19)$$

Onde: ξ representa o fator de amortecimento crítico do sistema.

A justificativa para a proposta está fundamentada nos trabalhos de Keller e Colloca (2002) e Keller, Colloca e Béliveau (2002), que aplicam a mesma metodologia – construção da matriz de amortecimento viscoso a partir do índice de amortecimento crítico – para o desenvolvimento dos modelos naqueles trabalhos.

O vetor de forças e/ou momentos generalizados que atuam sobre o sistema pode ser dado por:

$$Q_e = [Q_z \quad Q_y \quad Q_\phi]^T \quad (3.20)$$

$$Q_z = [Q_z^1 \quad Q_z^2 \quad Q_z^3 \quad Q_z^4 \quad Q_z^5 \quad Q_z^6 \quad Q_z^7] \quad (3.21)$$

$$Q_y = [Q_y^1 \quad Q_y^2 \quad Q_y^3 \quad Q_y^4 \quad Q_y^5 \quad Q_y^6 \quad Q_y^7] \quad (3.22)$$

$$Q_\phi = [Q_\phi^1 \quad Q_\phi^2 \quad Q_\phi^3 \quad Q_\phi^4 \quad Q_\phi^5 \quad Q_\phi^6 \quad Q_\phi^7] \quad (3.23)$$

Os esforços externos, forças e momentos, que têm a função de perturbar o sistema do ponto de vista mecânico, vêm sendo propostos a partir de técnicas terapêuticas utilizadas na avaliação e no tratamento de pacientes, Herzog (2000).

A sustentação de toda a metodologia em que está apoiado o presente modelo matemático – sistemas multicorpos – pode ser encontrada em detalhes na obra de Shabana (1989).

As equações de movimento do sistema, referentes ao modelo físico, são definidas a partir da Figura 3.2 como:

$$M \ddot{q} + C \dot{q} + K q = Q_e \quad (3.24)$$

- M - matriz de inércia do sistema,
- C - matriz de amortecimento viscoso do sistema,
- K - matriz de rigidez do sistema,

- q - vetor de coordenadas generalizadas do sistema
 \dot{q} - vetor de velocidades generalizadas do sistema,
 \ddot{q} - vetor de acelerações generalizadas do sistema,
 Q_e - vetor de forças generalizadas que atuam sobre sistema,

Os vetores de coordenadas, velocidades e acelerações generalizadas, na equação (3.24), que representam os vinte e um graus de liberdade do sistema, são obtidos, instante a instante, do comportamento do sistema, representado pelo esquemático da Figura 3.2:

$$q_j^i = d_j^i + r_j^i \quad \text{com } i = 1, 2, \dots, 7 ; j = z, y, \phi \quad (3.25)$$

$q_j^i \rightarrow$ componentes do vetor de coordenadas globais.

$r_j^i \rightarrow$ componentes do vetor de coordenadas locais.

$d_j^i \rightarrow$ componentes do vetor de posição do centro de massa de cada corpo rígido do sistema em relação ao sistema global de coordenadas – centro de massa que coincide com a origem do sistema local de coordenadas para cada corpo rígido do sistema.

velocidades generalizadas.

$$\dot{q}_j^i = \frac{d}{dt} [q_j^i]; \quad (3.26)$$

acelerações generalizadas.

$$\ddot{q}_j^i = \frac{d^2}{dt^2} [q_j^i]; \quad (3.27)$$

Um conjunto de condições iniciais pode ser dado pelas equações (3.28) e (3.29).

$$q_j^i |_{t=0} = 0 \quad (3.28)$$

$$\dot{q}_j^i |_{t=0} = 0 \quad (3.29)$$

3.3 CONSIDERAÇÕES COMPLEMENTARES AO MODELO MATEMÁTICO

O sistema a ser simulado é representado por vinte e uma equações diferenciais não-lineares de segunda ordem.

$$M_z^i \cdot \ddot{q}_z^i + C_z^i(q_z^i) \cdot \dot{q}_z^i + K_z^i(q_z^i) \cdot q_z^i = Q_e^i(t) \quad \text{com } i = 1, 2, \dots, 7 \quad (3.30)$$

$$M_y^i \cdot \ddot{q}_y^i + C_y^i(q_y^i) \cdot \dot{q}_y^i + K_y^i(q_y^i) \cdot q_y^i = Q_e^i(t) \quad \text{com } i = 1, 2, \dots, 7 \quad (3.31)$$

$$I_\phi^i \cdot \ddot{q}_\phi^i + C_\phi^i(q_\phi^i) \cdot \dot{q}_\phi^i + K_\phi^i(q_\phi^i) \cdot q_\phi^i = Q_e^i(t) \quad \text{com } i = 1, 2, \dots, 7 \quad (3.31)$$

O sistema pode ser reescrito como;

$$\ddot{q}_j^i + h_j^i(q_j^i) \cdot \dot{q}_j^i + f_j^i(q_j^i) = p_j^i(t) \quad (3.32)$$

com $i = 1, 2, \dots, 7$ e $j = z, y, \phi$

onde: $h_j^i(q_j^i) \rightarrow$ componentes da função de amortecimento não-linear do sistema.

$f_j^i(q_j^i) \rightarrow$ componentes da função de rigidez não-linear do sistema.

$p_j^i(t) \rightarrow$ componentes da função de excitação do sistema.

Os procedimentos serão os de buscar uma solução periódica para o sistema proposto, isto porque é sabido da prática que o sistema físico real “coluna lombar humana” apresenta comportamento aparentemente periódico quando submetido a esforços cíclicos e este fato parece coerente para justificar a solução periódica.

Para que fique assegurada a existência de pelo menos uma solução periódica para cada equação do sistema proposto, algumas condições devem ser verificadas, como segue:

1) Pode ser afirmado que $h_j^i(q_j^i)$, $f_j^i(q_j^i)$ e $p_j^i(t)$ são contínuas em seus domínios, para as aplicações que serão objeto deste trabalho, vistas ao fato de que a rigidez do sistema, apesar de não-linear, é contínua ao longo dos deslocamentos nas três direções do plano sagital (z, y, ϕ) e que a perturbação do sistema (esforços aplicados na coluna) será, em conformidade com a prática das ciências da saúde, também contínua no tempo de aplicação, inclusive no caso de forças impulsivas que, embora por um pequeno intervalo de tempo estejam atuantes, são contínuas neste tempo.

As componentes da função de amortecimento $h_j^i(q) = 2 \cdot \xi \cdot \sqrt{k_j^i \cdot m^i}$ onde $k_j^i = \alpha_j^i \cdot k(q_j^i)$ é, para cada caso, uma função irracional, visto que $k(q_j^i)$ (equação 3.3) é também uma função irracional obtida pelo método dos mínimos quadrados a partir das funções de carregamento crescente $k_{GRO}(z)$ e de relaxação no carregamento $k_{DEC}(z)$. Uma maior explanação sobre o método dos mínimos quadrados operado em funções (ou vetores) de espaços euclidianos pode ser encontrado em Kreider, Osberg, Kuller e Perkins (1972).

2) $\lim_{q \rightarrow +\infty} \int_0^q h_j^i(q_j^i) dq_j^i = +\infty$ e $\lim_{q \rightarrow -\infty} \int_0^q h_j^i(q_j^i) dq_j^i = -\infty$, como o coeficiente do termo de maior grau de $k(q_j^i)$ será sempre maior que zero e os coeficientes α_j^i serão sempre maiores do zero, como pode ser verificado com o auxílio das equações (3.4, 3.7 e 3.8).

3) A função $f_j^i(q_j^i)$ é também, para cada caso, uma função irracional, de forma

$$\text{que } \frac{q_j^i}{|q_j^i|} \cdot f_j^i(q_j^i) = \left[\frac{q_j^i}{|q_j^i|} \cdot \frac{\alpha_j^i k(q_j^i)}{m^i} \right] q_j^i > 0, \text{ visto que } \alpha_j^i, k(q_j^i), m^i, (q_j^i)^2 > 0.$$

4) Se $p_j^i(t)$ for periódica, ou seja, se $p_j^i(t) = p_j^i(t+T)$ para algum $T > 0$.

Ficando assim assegurado, pelo teorema de Brouwer, a existência de pelo menos uma solução periódica para cada uma das equações 3.30, 3.31 e 3.32. Conceitos aprofundados no assunto, bem como uma prova do teorema de Brouwer (deduzida por Mizohata e Yamaguti), encontram-se em Hagedorn (1982).

Pode ser oportuno também esclarecer que não será avaliada a estabilidade de soluções do sistema, para o que, o segundo método de Liapounov e o teorema de Brouwer seriam poderosas ferramentas. Contudo, como já esclarecido, não serão despendidos esforços no sentido de investigar a estabilidade das soluções do sistema.

4 A SIMULAÇÃO NUMÉRICO-COMPUTACIONAL

4.1 O PROGRAMA PARA A SIMULAÇÃO.

Construção lógica para operar a solução do sistema proposto, composta de três blocos fundamentais: entradas, operações e saídas.

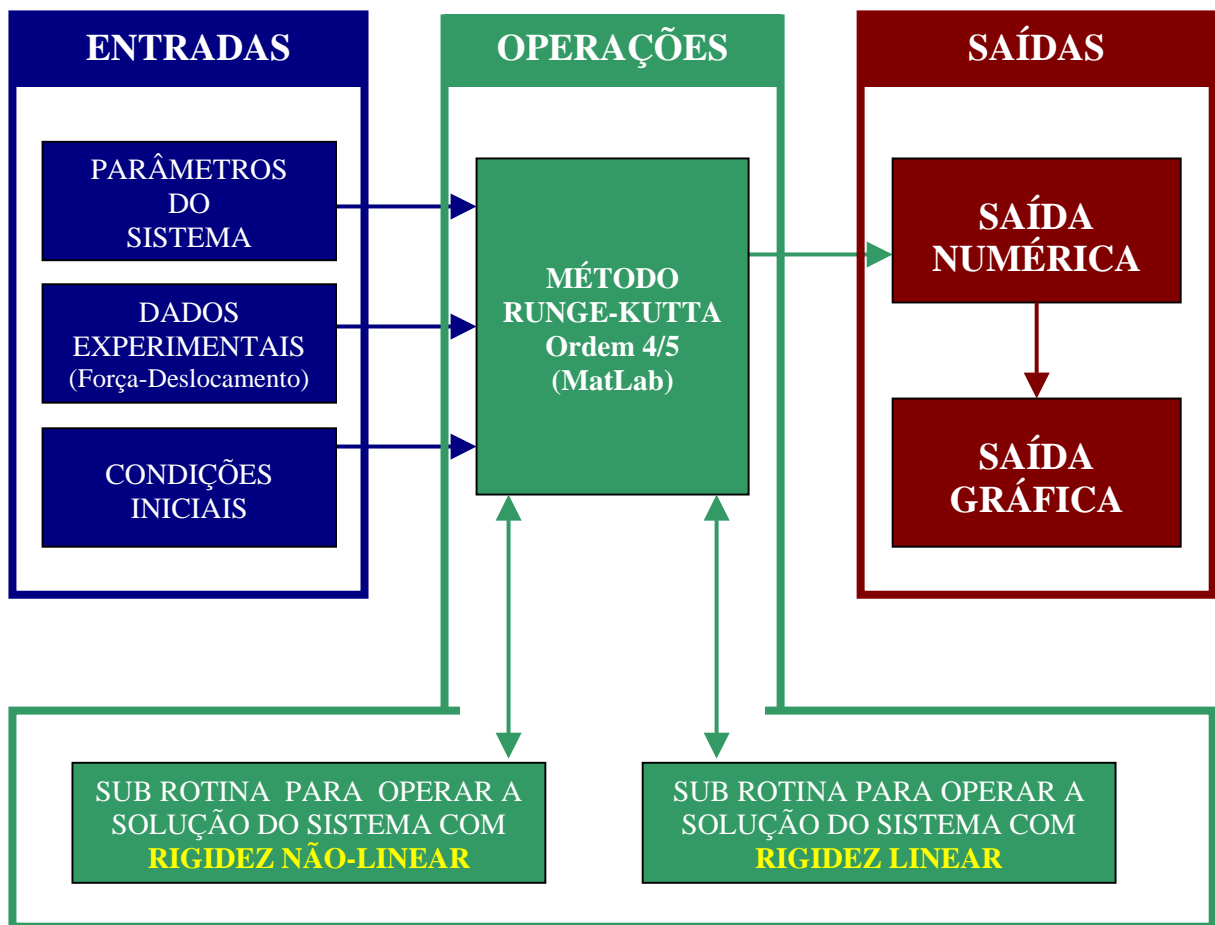


Figura 4.1 – Diagrama lógico da construção do programa para operar uma solução do sistema.

4.1.1 Parâmetros de entrada do sistema

O modelo matemático proposto pela equação (3.1), descreve um sistema mecânico com vinte e um graus de liberdade que, no presente trabalho, sendo resolvido pelo método numérico de Runge-Kutta, em linguagem MATLAB (MATHWORKS CO), e para a solução sendo usado um microcomputador (PC) com processador de 64 bits, com velocidade de processamento de 3.2 GHz, sendo consumido um tempo em torno de 170s para execução completa do programa. Um fluxograma lógico para construção do programa utilizado para a solução do sistema de equações diferenciais consta do Apêndice A.

Os parâmetros de inércia, os parâmetros de rigidez e os valores do fator de amortecimento viscoso são buscados nas literaturas, Herzog (2000), McGill (2000), Triano (2000), White III e Panjabi (1990), Keller e Colloca (2002), Keller, Colloca e Béliveau (2002).

Os valores numéricos adotados em simulação encontram-se nas Tabela 4.1 e 4.2.

Tabela 4.1 – Massas das vértebras, tórax e pélvis.

m^1 (kg)	m^2 (kg)	m^3 (kg)	m^4 (kg)	m^5 (kg)	m^6 (kg)	m^7 (kg)
(tórax)	(vértebra LI)	(vértebra LII)	(vértebra LIII)	(vértebra LIV)	(vértebra LV)	(pélvis)
26,0	0,17	0,17	0,114	0,114	0,114	6,0

* Fonte : Keller e Colloca (2002)

Tabela 4.2 – Rigidez nos discos intervertebrais.

Disco	Rigidez ao corte (cisalhamento) (N/m)		Rigidez à rotação no plano sagital (Nm/rad)	Rigidez à tração/compressão (N/m)
	Anterior	Posterior	Extensão	
Tórax-LI	$k_{pa}^1 = 8,60 \times 10^4$	$k_{ap}^1 = 8,70 \times 10^4$	$k_{ex}^1 = 1,89 \times 10^5$	$k_{ct}^1 = 1,25 \times 10^6$
LI-LII	$k_{pa}^2 = 1,45 \times 10^5$	$k_{ap}^2 = 1,43 \times 10^5$	$k_{ex}^2 = 1,66 \times 10^5$	$k_{ct}^2 = 6,67 \times 10^5$
LII-LIII	$k_{pa}^3 = 1,45 \times 10^5$	$k_{ap}^3 = 1,43 \times 10^5$	$k_{ex}^3 = 1,66 \times 10^5$	$k_{ct}^3 = 6,67 \times 10^5$
LIII-LIV	$k_{pa}^4 = 1,45 \times 10^5$	$k_{ap}^4 = 1,43 \times 10^5$	$k_{ex}^4 = 1,66 \times 10^5$	$k_{ct}^4 = 6,67 \times 10^5$
LIV-LV	$k_{pa}^5 = 1,45 \times 10^5$	$k_{ap}^5 = 1,43 \times 10^5$	$k_{ex}^5 = 1,66 \times 10^5$	$k_{ct}^5 = 6,67 \times 10^5$
LV-Pelvis	$k_{pa}^6 = 7,80 \times 10^4$	$k_{ap}^6 = 7,20 \times 10^4$	$k_{ex}^6 = 1,72 \times 10^5$	$k_{ct}^6 = 1,00 \times 10^6$

* Fonte : Triano, J. (2002)

Alguns outros parâmetros requeridos pelo sistema são:

1 - o tempo de simulação, ou seja, o tempo durante o qual o sistema foi simulado. Para o presente trabalho, é adotado o tempo de simulação de 1s, subdividido em intervalos de 10^{-5} (um centésimo de milésimo) de segundo, obtendo um conjunto de 10000 (dez mil pontos) calculados.

2 - a indicação da vértebra a ser manipulada, ou seja, a vértebra sobre a qual a força perturbadora do sistema será aplicada. Uma escolha direta é feita pela vértebra LIII, face ao fato de que os dados utilizados na construção da função de rigidez são obtidos por experimentação sobre a vértebra LIII. Contudo, o programa permite a escolha por qualquer uma das cinco vértebras da coluna lombar.

Em seguida, outro elemento selecionado é a perturbação do sistema (força e/ou momento).

a) Força harmônica dada pela equação:

$$F_a = F_c + F_e \cdot (1 - \cos(\omega t)) ; \quad \omega = 2\pi f ; \quad (4.1)$$

b) Força impulsiva dada pela equação, conforme Keller e Colloca (2002):

$$\begin{cases} t \leq 0.005 \Rightarrow F_a = F_e \cdot e^{-1000t} \cdot \text{sen}(200\pi t) \\ t > 0.005 \Rightarrow F_a = 0 \end{cases} \quad (4.2)$$

onde:

F_a representa a força perturbadora na direção (PA); F_c representa a componente constante da força perturbadora; F_e representa a componente a ser ajustada da força perturbadora; f representa a frequência da força perturbadora e t representa o tempo.

A Figura 4.2 apresenta uma curva da força harmônica (F_a) em função do tempo, para a equação 4.1.

$$\text{com } F_c = 0 ; F_e = 125 \text{ N} ; f = 2 \text{ Hz} \Rightarrow 0 \leq F_a \leq 250 \text{ N} .$$

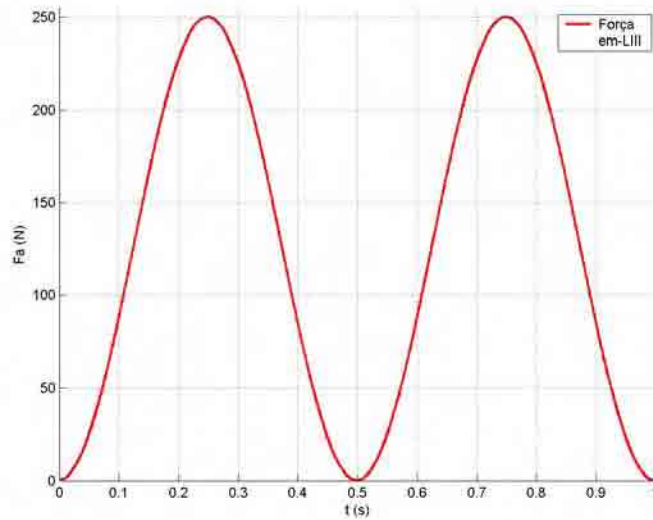


Figura 4.2 – Curva característica de força-tempo para a entrada periódica.

A Figura 4.3 apresenta a curva da força impulsiva (F_a) em função do tempo, para a equação 4.2, com $F_e = 1165 \Rightarrow F_a = 250 \text{ N}$ no pico.

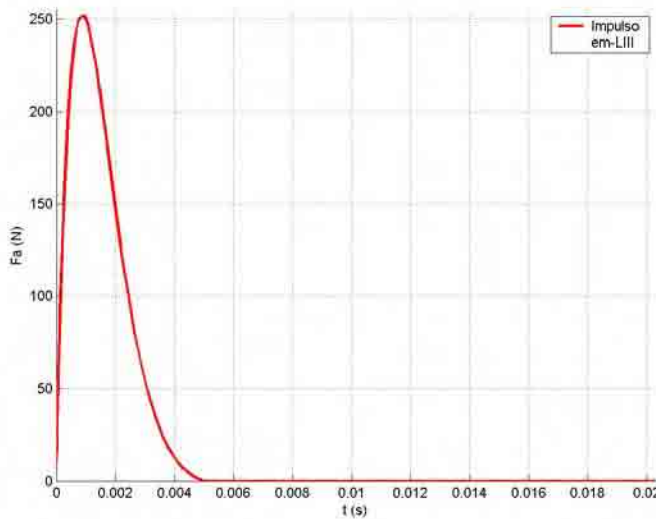


Figura 4.3 – Curva característica de força-tempo para a entrada impulsiva.

Até o presente momento, vem sendo tratado o sistema submetido a forças harmônicas e a forças impulsivas, sem que para isto tenha sido dada alguma razão. Uma possível justificativa para tal procedimento é o fato de que o presente trabalho visa tratar, do ponto de vista da mecânica, o comportamento somático de parte de um órgão do corpo humano (coluna lombar), mediante as considerações de abordagem e

relevância do problema apresentadas nos capítulos 1 e 2. Embora as terapias usualmente aplicadas à coluna lombar humana, para avaliação de estado de sanidade ou para tratamento terapêutico daquele órgão, estejam muito envolvidas com técnicas que requerem aplicações de esforços cíclicos (forças harmônicas, na dizer da engenharia), poderia parecer justificável dispensar aplicações ao sistema de forças impulsivas, isto do ponto de vista das ciências da saúde humana. Contudo, do ponto de vista da engenharia, os esforços impulsivos são de grande ajuda na investigação de um sistema mecânico, especialmente quando é de interesse avaliar sua capacidade em dissipar energia, ou em outras palavras, quando deseja investigar seu grau de amortecimento. De forma que vem se investigando o sistema, tanto no modelo com rigidez linear quanto no modelo com rigidez não-linear, quando os modelos são submetido a forças harmônicas e impulsivas. É esperado que a justificativa apresentada dê aos profissionais da área da saúde humana, bem como aos da área da engenharia, razões palpáveis para o entendimento da linha lógica de procedimento adotada no presente trabalho.

O ângulo de aplicação da força perturbadora – ângulo que faz a direção da força perturbadora com a direção horizontal (y) do sistema global de referência – é também objeto que requer definição como parâmetro de entrada para a simulação, e está estabelecido como 90° , ou seja, a força perturbadora é aplicada na direção vertical com a frequência de 2 Hz, em conformidade com o experimento de Nicholson, Maher, Adams e Phan-Thien (2001).

Um fator de amortecimento viscoso para o sistema também necessita ser escolhido, visto que as equações do sistema foram construídas a partir do conceito de amortecimento crítico. A faixa de variação dos valores estudados por Keller e Colloca (2002) é: $0 < \xi \leq 0.30$. Para a presente simulação, é adotado $\xi = 0.25$.

O modelo a ser simulado requer também a determinação da distribuição da rigidez $k(Z)$ dada pela equação 3.4, pelos discos intervertebrais – no modelo representados por juntas viscoelásticas – o que foi procedido por Keller e Colloca (2002), através de um conjunto de valores percentuais, representados por α_z^i ; $i = 1, 2, \dots, 6$ e utilizado na equação 3.4.

As condições iniciais do problema são estabelecidas.

$$q^i \Big|_{t=0} = [q_z^i \quad q_y^i \quad q_\phi^i]^T_o ; \quad i = 1,2,\dots,7$$

$$\dot{q}^i \Big|_{t=0} = [\dot{q}_z^i \quad \dot{q}_y^i \quad \dot{q}_\phi^i]^T_o ; \quad i = 1,2,\dots,7$$

$$\dot{q}_z^i \Big|_{t=0} = (0 \quad 0 \quad 0 \quad 0 \quad 0 \quad 0 \quad 0)$$

$$\dot{q}_y^i \Big|_{t=0} = (0 \quad 0 \quad 0 \quad 0 \quad 0 \quad 0 \quad 0)$$

$$\dot{q}_\phi^i \Big|_{t=0} = (0 \quad 0 \quad 0 \quad 0 \quad 0 \quad 0 \quad 0)$$

Um outro importante conjunto é formado pelos parâmetros geométricos (distâncias e ângulos) relativos às posições de cada vértebra, tórax e pélvis. Estes dados vêm sendo obtidos através de medições realizadas em radiografia digital (Figura 3.1) de cada paciente. Eles têm sido, portanto, dados que estabelecem a vinculação do modelo ao sujeito objeto da avaliação por profissionais da saúde, assim estabelecendo um caráter individual de cada modelo a ser simulado.

$$r^i = [z^i \quad y^i \quad \phi^i] ; \quad i = 1,2,\dots,7$$

$z^1 = 50mm$; posição inicial do CG do tórax em relação ao referencial global, eixo Z.

$z^2 = 95mm$; posição inicial do CG de LI em relação ao referencial global, eixo Z.

$z^3 = 65mm$; posição inicial do CG de LII em relação ao referencial global, eixo Z.

$z^4 = 45mm$; posição inicial do CG de LIII em relação ao referencial global, eixo Z.

$z^5 = 35mm$; posição inicial do CG de LIV em relação ao referencial global, eixo Z.

$z^6 = 25mm$; posição inicial do CG de LV em relação ao referencial global, eixo Z.

$z^7 = 25mm$; posição inicial do CG da pélvis em relação ao referencial global, eixo Z.

$y^1 = 5mm$; posição inicial do CG do tórax em relação ao referencial global, eixo Y.

$y^2 = 125mm$; posição inicial do CG de LI em relação ao referencial global, eixo Y.

$y^3 = 170mm$; posição inicial do CG de LII em relação ao referencial global, eixo Y.

$y^4 = 215mm$; posição inicial do CG de LIII em relação ao referencial global, eixo Y.

$y^5 = 255mm$; posição inicial do CG de LIV em relação ao referencial global, eixo Y.

$y^6 = 300mm$; posição inicial do CG de LV em relação ao referencial global, eixo Y.

$y^7 = 360mm$; posição inicial do CG da pélvis em relação ao referencial global, eixo Y.

$\phi^1 = 1^0$; rotação inicial do tórax em relação ao referencial global.

$\phi^2 = 21^0$; rotação inicial de LI em relação ao referencial global.

$\phi^3 = 20^0$; rotação inicial de LII em relação ao referencial global.

$\phi^4 = 16^0$; rotação inicial de LIII em relação ao referencial global.

$\phi^5 = 7^0$; rotação inicial de LIV em relação ao referencial global.

$\phi^6 = -5^0$; rotação inicial de LV em relação ao referencial global.

$\phi^7 = 0^0$; rotação inicial da pélvis em relação ao referencial global.

$b^3 = 35mm$; distância do ponto de aplicação da força perturbadora (ponto terminal do processo espinhoso da vértebra - LIII) ao CG da vértebra- LIII (Figura 3.1).

$\beta^3 = 60^0$; ângulo entre a direção "b" (ponto terminal do processo espinhoso e o CG da vértebra - LIII) e o eixo Y (Figura 3.1).

4.1.2 Operação sobre o sistema

O programa é escrito em linguagem MatLab e utiliza o método numérico de Runge-Kutta, quarta / quinta ordem para buscar uma solução ao sistema de equações diferenciais. O sistema é reescrito com base na equação 3.24:

$$[\ddot{q}] + [M]^{-1}[C][\dot{q}] + [M]^{-1}[K][q] = [M]^{-1}[Q_e]; \quad i = 1, 2, \dots, 7 \quad (4.3)$$

onde: $[M]^{-1} \rightarrow$ inversa da matriz de inércia M

As componentes da força perturbadora nas direções pósterio-anterior F_z e axial F_y bem como o momento L_x (produzido pela aplicação da força perturbadora e atuante no plano sagital) podem ser determinados como segue:

$$F_z = F_a \cdot \cos(\phi^i) ; \text{ componente na direção posteroanterior (Z)}$$

$$F_y = F_a \cdot \sin(\phi^i) ; \text{ componente na direção axial (Y)}$$

$$L_x = F_a \cdot b^i \cdot \cos(\beta^i + \phi^i) ; \text{ momento em torno do eixo transverso (X)}$$

A Figura 4.4 apresenta, de forma esquemática, a vértebra de aplicação da força perturbadora (vértebra a ser manipulada) com os elementos necessários à determinação dos componentes (forças e momentos) causados pela força perturbadora.

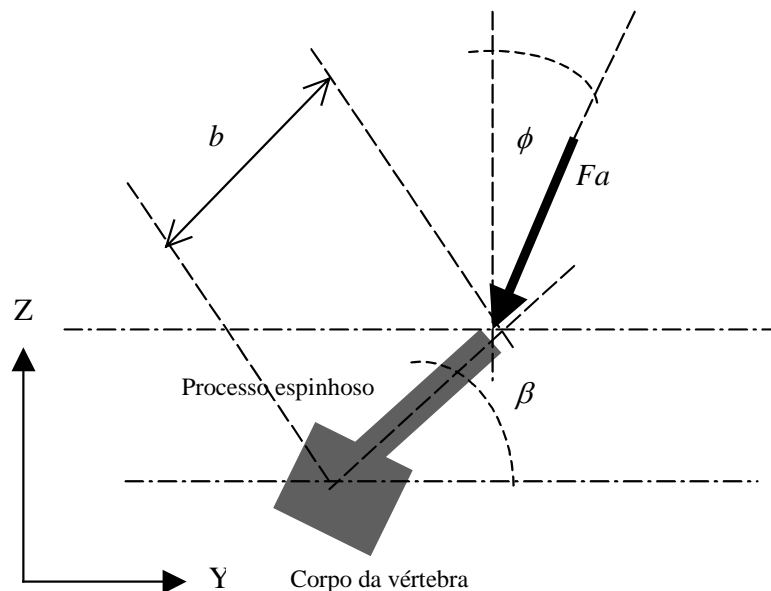


Figura 4.4 – Ângulos e distâncias a serem determinados sobre a vértebra de aplicação da força perturbadora.

O sistema poderá ser posto, com base na equação 4.3, em formato para simulação pelo método de Runge-Kutta, na forma da equação 4.4 seguinte:

$$\dot{X} = -B \cdot X + F \quad (4.4)$$

$$B = \begin{bmatrix} [M_z^i]^{-1}[C_z^i] & [0]_{i \times i} & [0]_{i \times i} & [M_z^i]^{-1}[K_z^i] & [0]_{i \times i} & [0]_{i \times i} \\ [0]_{i \times i} & [M_y^i]^{-1}[C_y^i] & [0]_{i \times i} & [0]_{i \times i} & [M_y^i]^{-1}[K_y^i] & [0]_{i \times i} \\ [0]_{i \times i} & [0]_{i \times i} & [I_\phi^i]^{-1}[C_\phi^i] & [0]_{i \times i} & [0]_{i \times i} & [I_\phi^i]^{-1}[K_\phi^i] \\ [U]_{i \times i} & [0]_{i \times i} & [0]_{i \times i} & [0]_{i \times i} & [0]_{i \times i} & [0]_{i \times i} \\ [0]_{i \times i} & [U]_{i \times i} & [0]_{i \times i} & [0]_{i \times i} & [0]_{i \times i} & [0]_{i \times i} \\ [0]_{i \times i} & [0]_{i \times i} & [U]_{i \times i} & [0]_{i \times i} & [0]_{i \times i} & [0]_{i \times i} \end{bmatrix}$$

$$F = \left[[M_z^i]^{-1} \cdot F_z \quad [M_y^i]^{-1} \cdot F_y \quad [I_\phi^i]^{-1} \cdot L_x \quad [0]_{1 \times i} \quad [0]_{1 \times i} \quad [0]_{1 \times i} \right]^T$$

onde: $[0]_{i \times i}$ a matriz nula $i \times i$, $[U]_{i \times i}$, a matriz identidade $i \times i$.

A metodologia será a mesma para resolver ambos os sistemas, linear e não-linear:

Caso Linear: A rigidez será determinada a partir dos dados da tabela 4.2 sendo diretamente aplicados sobre estes os índices de distribuição da rigidez e levados em seguida às submatrizes de K_z ; K_y e K_ϕ .

Caso Não-Linear: A rigidez será determinada pela função de rigidez $k(z)$, equação 3.3 e sobre as demais hipóteses que têm sido propostas neste trabalho sendo aplicados sobre estes os índices de distribuição da rigidez e levados em seguida às submatrizes de K_z ; K_y e K_ϕ .

4.1.3 Dados de saída

As saídas, após processados os cálculos numéricos para obtenção da solução, poderão ser apresentadas em vetores numéricos, ou na forma de gráficos.

Neste trabalho, são apresentadas saídas na forma gráfica.

$$X = \begin{bmatrix} \dot{x}_z^i & \dot{x}_y^i & \dot{x}_\phi^i & x_z^i & x_y^i & x_\phi^i \end{bmatrix}^T ;$$

$$\dot{X} = \begin{bmatrix} \ddot{x}_z^i & \ddot{x}_y^i & \ddot{x}_\phi^i & \dot{x}_z^i & \dot{x}_y^i & \dot{x}_\phi^i \end{bmatrix}^T ; \quad \text{com } i = 1, 2, \dots, 7$$

ou escrevendo de forma alternativa,

$$X = \begin{bmatrix} \dot{x}_j^i & x_j^i \end{bmatrix}^T = \begin{bmatrix} v_j^i & u_j^i \end{bmatrix}^T ;$$

$$\dot{X} = \begin{bmatrix} \ddot{x}_j^i & \dot{x}_j^i \end{bmatrix}^T = \begin{bmatrix} a_j^i & v_j^i \end{bmatrix}^T ; \quad \text{com } i = 1, 2, \dots, 7 \text{ e } j = z, y, \phi$$

onde:

$\ddot{x}_j^i = a_j^i \rightarrow$ componentes do vetor de acelerações do sistema.

$\dot{x}_j^i = v_j^i \rightarrow$ componentes do vetor de velocidades do sistema.

$x_j^i = u_j^i \rightarrow$ componentes do vetor de deslocamentos do sistema.

O Apêndice A traz uma versão de fluxograma utilizado na concepção do programa a ser utilizado para a solução do sistema.

4.2 RESULTADOS OBTIDOS PARA A DIREÇÃO PÓSTERO-ANTERIOR (z)

4.2.1 Ajuste do modelo de rigidez na direção (z).

A Figura 4.5 é de significativa importância para este estudo, no sentido de que sua tendência e seus valores devem ser cotejados com os dados experimentais obtidos por Nicholson, Maher, Adams e Phan-Thien (2001) e apresentados na Figura 3.3.

Desta comparação, seguirá a possível validação de ambos os modelos, ou de pelo menos um deles, para representar de maneira fidedigna o sistema físico objeto do trabalho, ou seja, a coluna lombar humana.

Pelo apresentado na Figura 4.5, fica claro que o modelo não-linear apresenta a tendência mais aproximada aos dados experimentais, coincidindo com a proposição de Nicholson acima citada e que é justamente no sentido de afirmar que a rigidez da coluna lombar é não-linear.

Uma avaliação da sensibilidade do modelo com rigidez não-linear é feita a partir da variação do valor da rigidez mínima (k_0) das equações 3.1 e 3.2, que por sua vez, como é sabido da prática nas ciências da saúde humana, deve variar de indivíduo para indivíduo.

Neste trabalho, com base nos dados experimentais de Nicholson, o valor de k_0 é ajustado por 2,5 kN/m.

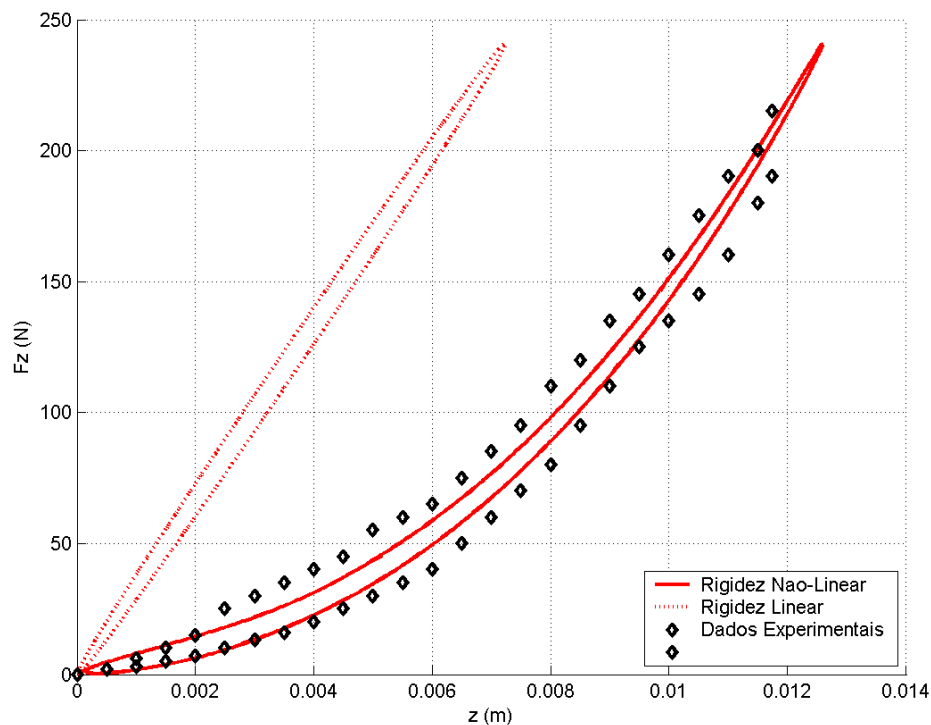


Figura 4.5 – Curvas características de força-deslocamento para a direção pósterio-anterior (z); rigidez mínima do sistema ($k_0 = 2,5$ kN/m) submetido à força harmônica (250N e 2Hz).

Quanto ao comportamento do modelo com rigidez linear, pode ser explicada a defasagem com relação aos dados experimentais *in vivo*, fundamentado no fato de que todo o conceito de rigidez linear teve origem em valores medidos em peças anatômicas dissecadas e, como é também sabido da prática das ciências anatômicas, dados de rigidez obtidos por experimentação *in vivo* tendem a apresentar valores significativamente menores do que aqueles obtidos por medições realizadas em peças anatômicas dissecadas.

Com isto, parece razoável firmar-se a proposta pela aplicação do modelo com rigidez não-linear para representar o sistema, ou seja, o comportamento mecânico da coluna lombar humana.

4.2.2 Comportamento dinâmico na direção pósterio-anterior (z).

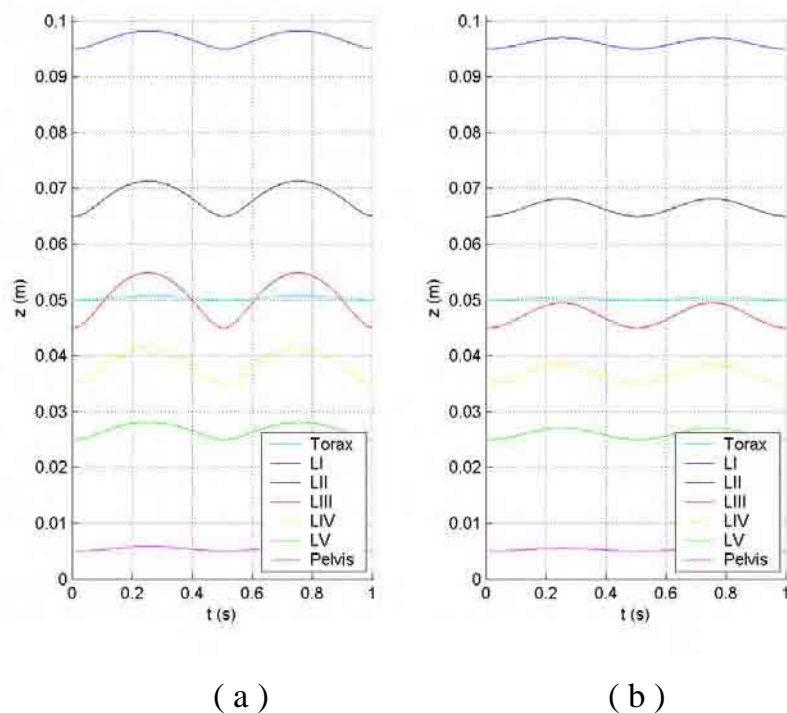


Figura 4.6 – Deslocamentos na direção (z) pósterio-anterior, sob ação de força harmônica (250N e 2Hz), a) Sistema com rigidez não-linear, b) Sistema com rigidez linear.

Com o propósito de investigar o comportamento do sistema como um todo, vem em seguida apresentado na Figura 4.6a o comportamento dinâmico – análise dos deslocamentos pósterio-antteriores do sistema com rigidez não-linear representados em parâmetros concentrados - de cada um dos corpos rígidos do sistema, quando submetidos a uma excitação harmônica com intensidade de 250N e frequência de 2Hz (apresentado na Figura 4.2). De forma similar, apresentado na Figura 4.6b, o comportamento dinâmico do mesmo sistema, contudo com rigidez linear. Ambos os casos são representados num sistema de coordenadas globais.

A observação da Figura 4.6 dá apoio à conclusão de que uma resposta periódica do sistema foi encontrada, em conformidade com as considerações feitas no item 3.3, na qual as condições verificadas permitiam concluir que, pelo menos uma solução com tal natureza existia para o sistema, quando submetido a uma ação de força periódica. Parece prudente rememorar que, para o sistema com rigidez linear, esta solução é única para a força periódica aplicada ao sistema – independentemente das condições iniciais impostas. Mas, para o sistema com rigidez não-linear, nada pode ser garantido sobre a unicidade da solução encontrada, ou seja, sob um conjunto de condições iniciais diferentes o sistema poderá responder de maneira diferente, ainda que com resposta periódica. Outro fator a destacar é que, quando da mudança do conjunto das condições iniciais para o sistema não-linear, é a possibilidade do surgimento de pontos críticos em alguma, ou algumas das soluções, o que poderia levar o sistema, dependendo da natureza de cada ponto crítico, a soluções periódicas ou não-periódicas, ou em outras palavras, existe a possibilidade de caos para alguma ou algumas das possíveis soluções. Contudo, devido à alta capacidade dissipativa do sistema e o princípio da equifinalidade da teoria dos sistemas abertos, exposta no capítulo primeiro deste trabalho (embora possam partir de diferentes condições iniciais, os sistemas biomecânicos parecem buscar um estado final bem definido), para o sistema físico real “coluna lombar humana”, com fundamentação na prática dos profissionais da área da saúde humana, um comportamento caótico do sistema físico real seria pouco possível e, no mínimo, de grande estranheza. Aprofundamento das considerações aqui estabelecidas, incluindo análise de estabilidade de soluções e

análise de estabilidade estrutural de um sistema, foram estudados por Ferrara, N. F. e Prado, C. P. C. (1994), Sotomayor, J.,(1979), Hagedorn, P. (1984).

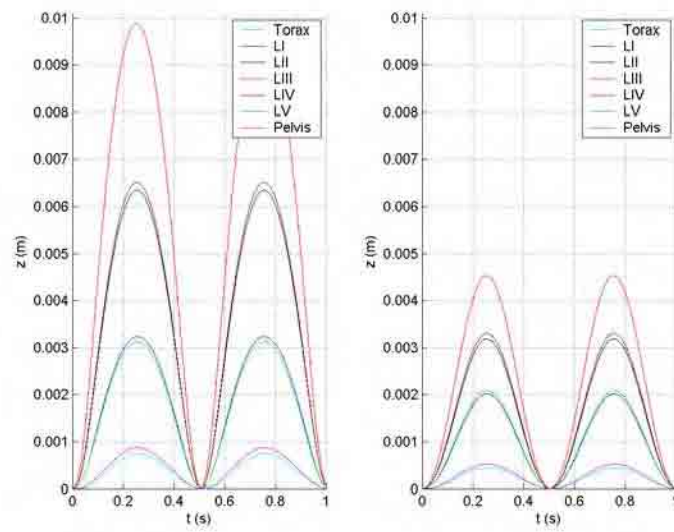
As Figuras 4.7 e 4.8 apresentam deslocamentos locais de cada corpo rígido do sistema, respectivamente com forças harmônica e impulsiva, permitindo assim uma comparação mais clara entre as amplitudes, para cada um dos casos (rigidez linear e não-linear).

Uma primeira constatação possível da Figura 4.7, com a observação de resposta dada pela simulação com rigidez não-linear no máximo valor de amplitude da vértebra LIII e o valor de pico da força ativa na direção pósterio-anterior (z) -10mm para um pico de força de 230N , aproximados – está em conformidade com os valores experimentais obtidos por Nicholson et al (2002), que são: amplitude de pico igual a 11mm para um valor de pico na força de 220N . É interessante salientar o fato de que no trabalho antes referido, Nicholson propõe um comportamento não-linear para a rigidez da coluna lombar.

Para excitação por impulso com força de pico igual a 250N com rigidez não-linear (Figura 4.8a), o máximo da amplitude da vértebra LIII é da ordem de $4,7\text{mm}$ enquanto que para rigidez linear, o máximo da amplitude da vértebra LIII é da ordem de $1,6\text{mm}$ (Figura 4.8b).

O modelo proposto por Keller, Colloca e Béliveau (2002), considerando as massas do tórax e da pélvis, com valores fixos de rigidez para cada disco intervertebral da coluna lombar e ligações torácica e da pélvis, com fator de amortecimento viscoso $\xi = 0,25$, obtiveram amplitude máxima da vértebra LIII de $7,85\text{mm}$ para excitação por força sinusoidal com intensidade de pico igual a 100N e frequência de 2Hz e amplitude máxima da vértebra LIII de $2,40\text{mm}$ para excitação impulsiva com pico igual a 100N , ambas com forças de excitação aplicadas sobre a vértebra LIII.

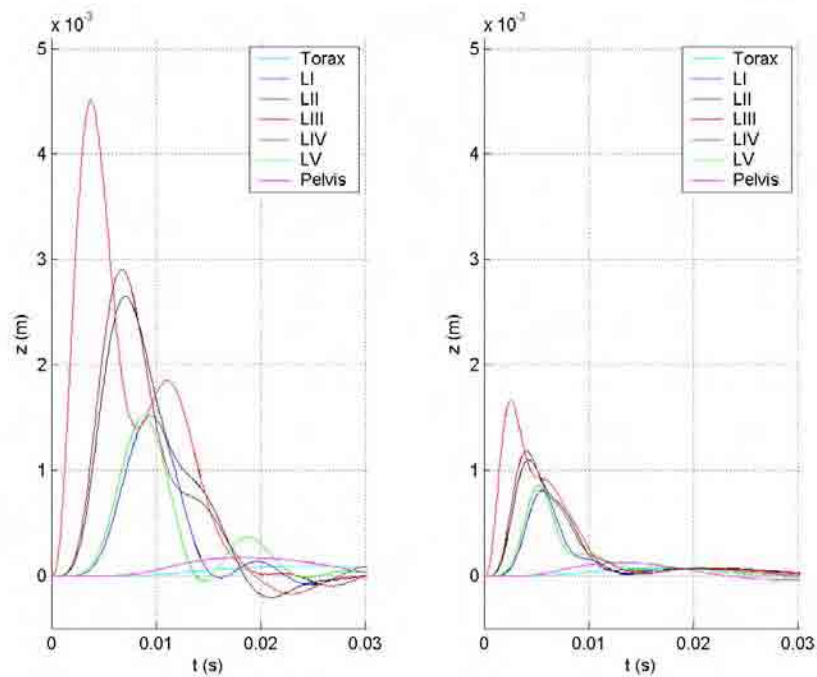
Embora não seja possível uma comparação direta destes valores obtidos (modelo de Keller e o modelo proposto neste trabalho), é razoável fazer uma análise da variação do ganho das amplitudes de pico da vértebra LIII, face ao fato de que ambos os modelos foram submetidos a esforços semelhantes, possuindo caráter linear na rigidez.



(a)

(b)

Figura 4.7 – Deslocamentos absolutos na direção (z), sob ação de força harmônica (250N e 2Hz), a) sistema com rigidez não-linear, b) sistema com rigidez linear.



(a)

(b)

Figura 4.8 – Deslocamentos absolutos na direção (z), sob ação de força impulsiva (250N), a) sistema com rigidez não-linear, b) sistema com rigidez linear.

Assim sendo, é possível realizar a análise de ganho por comparação direta das amplitudes obtidas entre os esforços harmônicos e impulsivos, ou seja, $G_i = \frac{FH_i}{FI_i}$, $i = 1,2$, onde (G_i) representa o ganho de amplitude sobre a vértebra LIII; (FH_i) representa a força harmônica aplicada sobre a vértebra LIII; e (FI_i) representa a força impulsiva aplicada sobre a vértebra LIII.

A tabela 4.3 apresenta os resultados de comparação de ganho

Tabela 4.3 – Comparação de ganhos $G_i = FH_i/FI_i$

G₁ (Keller, Colloca e Béliveau)	G₂ (não-linear)	G₃ (linear)
3,27	2,13	2,94

A análise de ganhos evidencia que o modelo de Keller e o modelo com rigidez linear deste trabalho se assemelham e o modelo não-linear apresenta menor ganho.

Outras análises com base nas amplitudes, de uma forma geral, podem ser feitas.

Por simplicidade, doravante adotar-se-á uma notação simplificada para valores máximos de amplitudes atingidas para cada uma das massas do sistema e para cada tipo de força externa ativa a que cada modelo foi submetido. A lógica adotada foi: $(A_i^j)_s^r$, onde: (A) indica o “valor máximo alcançado da amplitude”; (i) indica “na direção (z para pósterio-anterior, y para axial, ϕ para rotação)”; (j) indica “para a vértebra (LI, ..., LV), tórax (Tx), pélvis (SP)”; (r) indica “submetido a força externa ativa (H para harmônica, I para impulso)”; (s) indica “modelo proposto pelo presente trabalho (L – linear, NL – não-linear)”. Assim, por exemplo, $(A_z^{LIII})_L^H$ traduz a expressão “valor máximo alcançado da amplitude pela vértebra LIII, na direção pósterio-anterior (z) quando submetida a uma força externa ativa de natureza harmônica, por simulação do modelo linear proposto pelo presente trabalho”.

Uma comparação entre os modelos com rigidez linear e com rigidez não-linear propostos e simulados, que busque comparar as amplitudes máximas alcançadas para cada uma das massas (corpos rígidos) do sistema na direção pósterio-anterior (z) para o

sistema submetido à força harmônica, pode ser procedida a partir das respostas apresentadas na Figura 3.7. O objetivo será o de buscar uma comparação entre as variações das amplitudes de pico num e noutro modelo, para estabelecer a linha de comportamento do ganho entre o modelo com rigidez linear e não-linear.

De forma semelhante, a mesma análise poderá ser apresentada para os valores de pico das amplitudes do sistema quando submetido à força impulsiva. Esta análise pode ser procedida a partir da resposta apresentada na Figura 4.8, utilizando a mesma metodologia aplicada ao caso de força harmônica. A Figura 4.9 apresenta a tendência no ganho de amplitudes entre os modelos com rigidez linear e o não-linear, ambos os modelos submetidos às forças harmônica (250N e 2Hz) e impulsiva (250N).

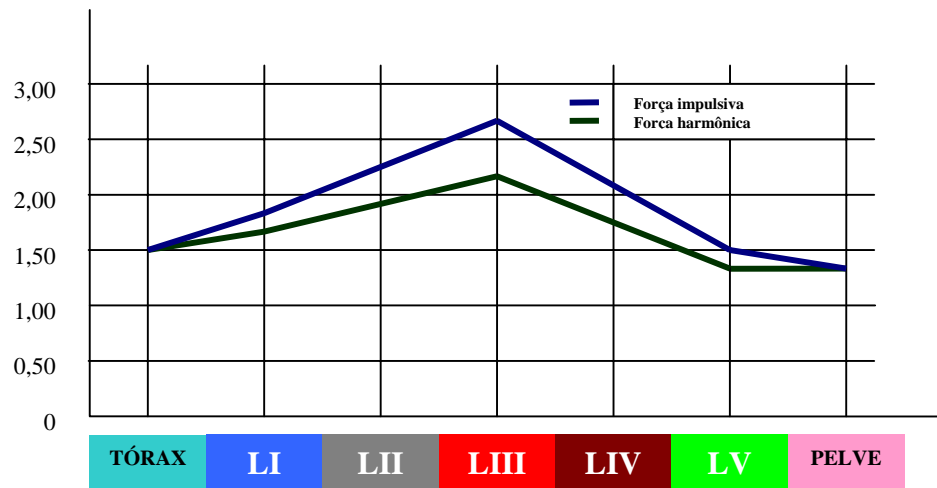


Figura 4.9 – Comparação das curvas de tendências do ganho de amplitudes nos picos entre o modelo com rigidez linear e o com rigidez não-linear, ambos submetidos às forças harmônica (250N e 2Hz) e impulsiva (250N).

Com a análise das linhas de tendência é possível verificar que uma tendência no comportamento do ganho nas amplitudes máximas se mantêm para os sistemas submetidos aos dois tipos de esforços. Uma diferenciação entre os ganhos máximos, onde o ganho relativo à força impulsiva apresenta-se em torno de 25% maior que o ganho relativo à força harmônica.

As Figuras 4.10 e 4.11 apresentam os planos de fase com forças harmônica e impulsiva, respectivamente.

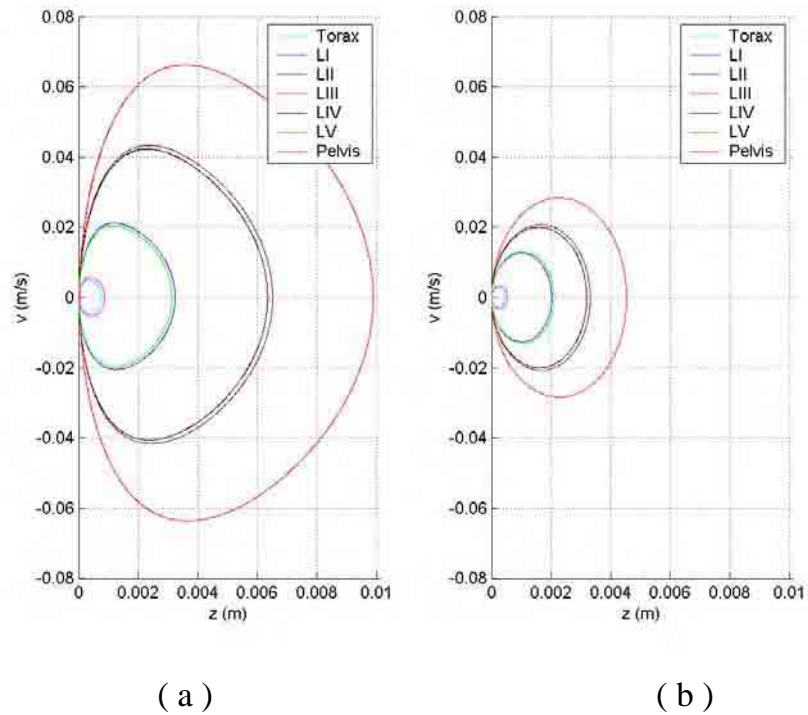


Figura 4.10 – Plano de fase na direção (z) pósterio-anterior, sob ação de força harmônica (250N e 2Hz). a) sistema com rigidez não-linear, b) sistema com rigidez linear.

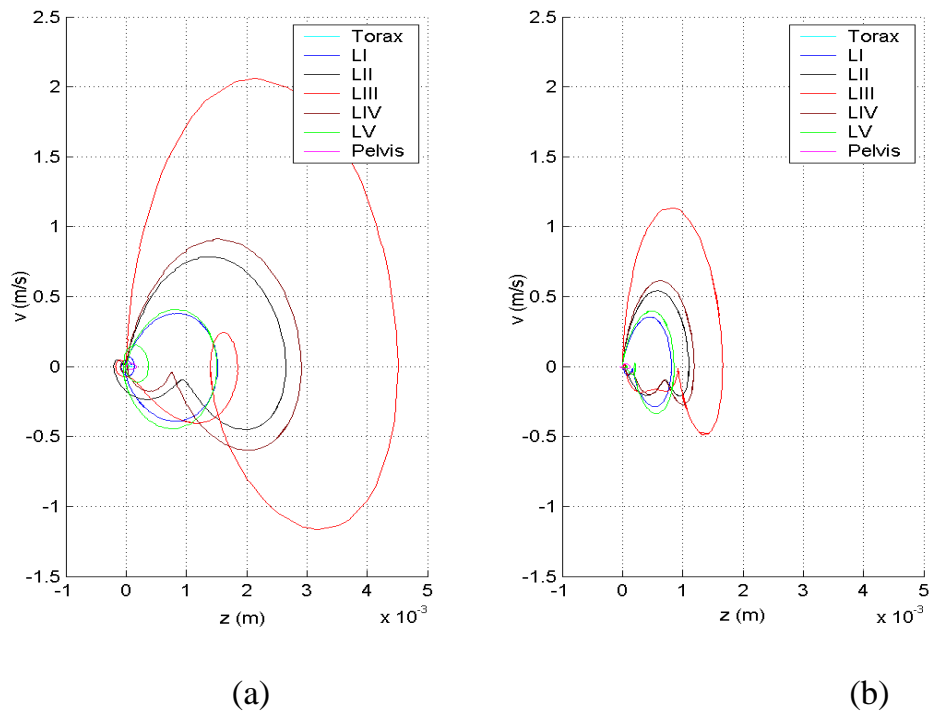


Figura 4.11 – Plano de fase na direção (z) pósterio-anterior, sob ação de força impulsiva (250N), a) sistema com rigidez não-linear, b) sistema com rigidez linear.

Outros elementos a considerar na dinâmica de um sistema mecânico são as velocidades. O sistema com rigidez não-linear tem, por este motivo, natureza não-linear, para o que os planos de fase podem ser ferramentas muito próprias às investigações. Outro ponto que aqui merece ser lembrado é o conjunto de condições pelas quais as velocidades atingidas pelo sistema podem ser agora justificadas.

Por observação dos planos de fase, as máximas velocidades constatadas foram, respectivamente, 0,07 e 0,03 m/s para forças harmônica e impulsiva, ambas para os modelos não-lineares. Estas velocidades são de fato de pequena grandeza, em conformidade com a prática exercida pelos fisioterapeutas.

Uma significativa diferença no comportamento das velocidades entre o modelo com rigidez linear e o com rigidez não-linear pode ser evidenciada nos planos de fase para cada modelo. No modelo com rigidez não-linear as trajetórias não apresentam simetria, nada podendo ser garantido, a priori, sobre os valores ou pontos de ocorrência dos máximos (em módulo) das velocidades, quer seja no carregamento, quer seja na relaxação, sendo inclusive diferentes em módulo os valores das velocidades para um e outro caso. Para ambos os modelos, as velocidades nulas, reversão do movimento, ocorrem na mínima e na máxima amplitudes, o que não poderia ser de outra forma.

Outro elemento de grande ajuda na análise do comportamento do sistema com rigidez não-linear é a velocidade de estado, que será empregada tão somente para investigar a existência ou não de pontos singulares nas trajetórias. O procedimento será o de verificar se há ou não algum estado do sistema onde, simultaneamente, sejam nulas a velocidade e aceleração, isto para cada um dos corpos rígidos do sistema. Como pode ser observado nas Figuras 4.12 e 4.13 (sob força harmônica e impulsiva, respectivamente), para a faixa de variação de energia na qual o sistema está sob investigação, ele não apresenta pontos singulares. O sistema apresenta equilíbrio no ponto de partida ($t = 0$), quando nenhuma perturbação estaria agindo sobre ele e, obviamente, estaria em equilíbrio estável naquele ponto.

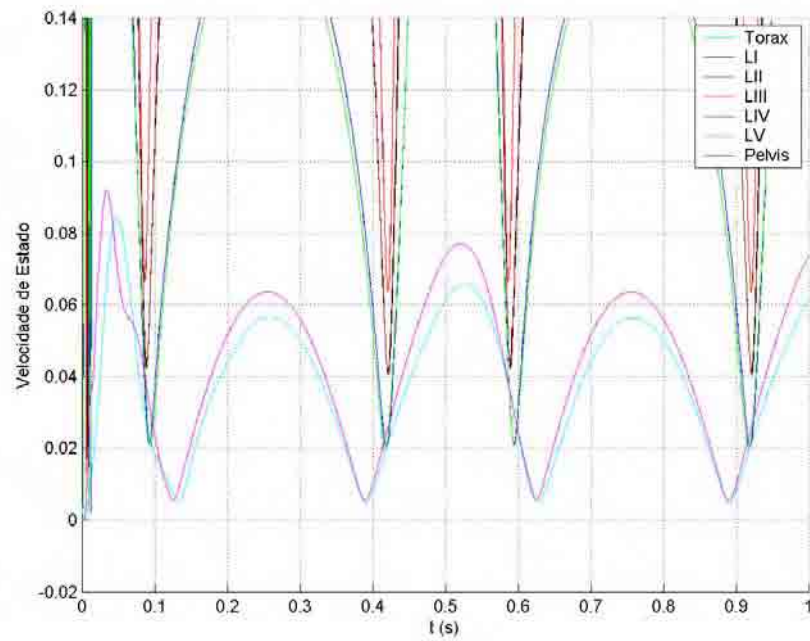


Figura 4.12 – Histórico de velocidades de estado com rigidez não-linear para a direção (z), sob ação de força harmônica (250N e 2Hz).

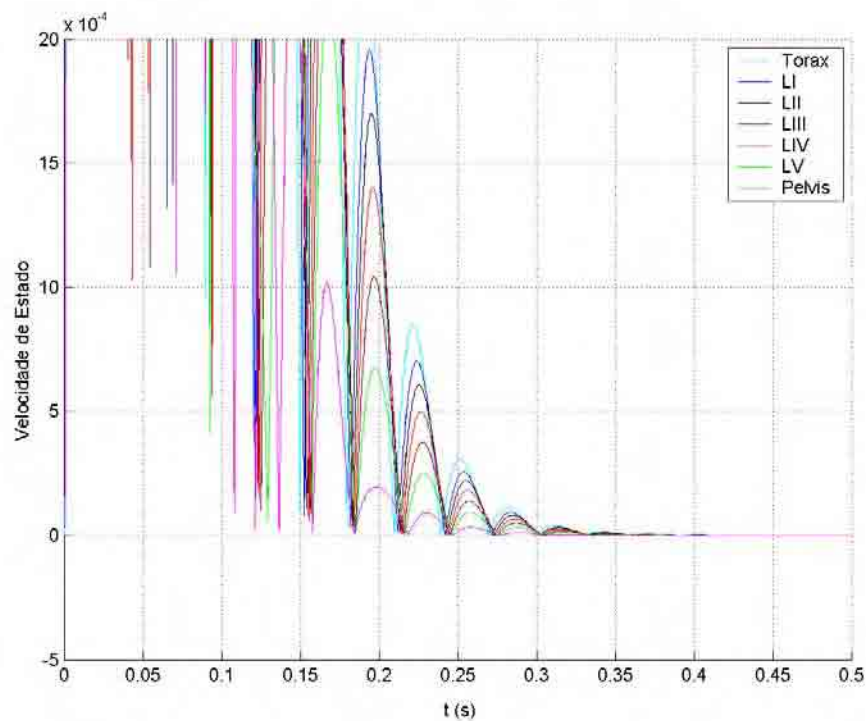


Figura 4.13 – Histórico de velocidades de estado com rigidez não-linear para a direção (z), sob ação de força impulsiva (250N).

Certamente é recomendável rememorar que as conclusões obtidas, com relação ao não surgimento de pontos singulares, está limitada às faixas de energia aplicadas ao sistema. Igualmente importante será ter em mente que estas faixas de energia analisadas estão intrinsecamente ligadas às condições iniciais e aos esforços de excitação externa aplicados ao sistema. Sabe-se que, tanto as condições iniciais quanto os esforços de excitação externa aplicados ao sistema estão em conformidade com a prática das avaliações e terapias usualmente aplicáveis aos pacientes – e disponíveis nas literaturas da área – seria seguro garantir que para a prática das ciências da saúde, o sistema não apresenta soluções caóticas, embora fora destas faixas o sistema poderia apresentá-las. Talvez um exemplo onde soluções caóticas são passíveis de ocorrência seria o caso de traumas por choques violentos. Um outro ponto que poderia levar o sistema ao caos seria uma variação significativa nos parâmetros de rigidez (ou flexibilidade) do sistema, mas, em tais casos as ciências da saúde consideram como anomalias da coluna lombar, e sujeitos que possam ser portadores devem ser avaliados e tratados por técnicas e terapias alternativas.

Nesta fase, parece oportuno proceder uma análise sobre as variações absolutas das amplitudes de cada uma das vértebras com relação às amplitudes absolutas da vértebra sobre a qual atua a força externa excitadora do sistema (no caso simulado, a vértebra LIII). A justificativa para o estudo está ligada às técnicas de mobilização usualmente aplicadas aos pacientes para avaliação e para tratamento de distúrbios físicos na coluna lombar. Triano (2000) e White III (1990) descrevem as técnicas com precisão e não é parte dos objetivos deste trabalho discutir tais técnicas, sendo o objetivo principal desta parte tão somente fornecer dados de simulação que permitam aos profissionais da área de saúde melhor entender o comportamento mecânico do sistema físico real “coluna lombar humana”, dentro dos conceitos condições e hipóteses colocados na formulação dos modelos.

4.3 RESULTADOS OBTIDOS PARA A DIREÇÃO AXIAL (y) E PARA A ROTAÇÃO (ϕ)

É importante salientar que os resultados obtidos (especialmente os deslocamentos) para a direção axial (y) e para as rotações (ϕ) no plano sagital em estudo são fruto da simulação, e não poderão ser comparados com dados experimentais, isto porque o experimento tomado como base de validação, Nicholson et al (2001), trata somente da direção pósterio-anterior. Por outro lado, experimentações com coleta de dados para a direção axial (y) e para as rotações (ϕ) no plano sagital são de difícil obtenção na prática das terapias de manipulação da coluna lombar, devido principalmente à posição em que deve permanecer o sujeito durante a prática da terapia.

Desta forma, as respostas fornecidas por simulação auxiliariam os profissionais da área da saúde na avaliação da mobilidade da coluna lombar de sujeitos, na direção axial (y) e na rotações (ϕ) no plano sagital, e torna-se justificável o esforço em gerar respostas simuladas para avaliações do comportamento do sistema.

Do ponto de vista da engenharia, a investigação do sistema, para a direção axial (y) e para as rotações (ϕ), é o necessário complemento ao estudo para uma visão geral, integrada e sistêmica do comportamento dinâmico do sistema no plano sagital, sendo assim, também justificáveis os esforços para gerar respostas do sistema, contudo, como a maioria das conclusões coincidem com as anteriormente proferidas para as questões correlatas, um bom caminho pode ser o de apresentar as respostas obtidas com a simulação e proferir comentários, explicações e outras observações necessárias somente nos pontos onde houver conclusões divergentes ou com algum caráter de novidade do que já foi avaliado e discutido para a direção pósterio-anterior (z).

4.3.1 Ajuste do modelo de rigidez nas direções axial (y) e rotação (ϕ)

As Figuras 4.14 e 4.15 apresentam as curvas de histerese para a direção axial (y) e para a rotação (ϕ) do sistema. O presente trabalho limitou-se à apresentação das curvas de histerese para o valor de k_0 tomado igual a 2.500N/m. As conclusões, para ambos os deslocamentos (y) e (ϕ), acerca do comportamento do modelo com rigidez linear, apresentam completa similaridade com o caso anterior discutido.

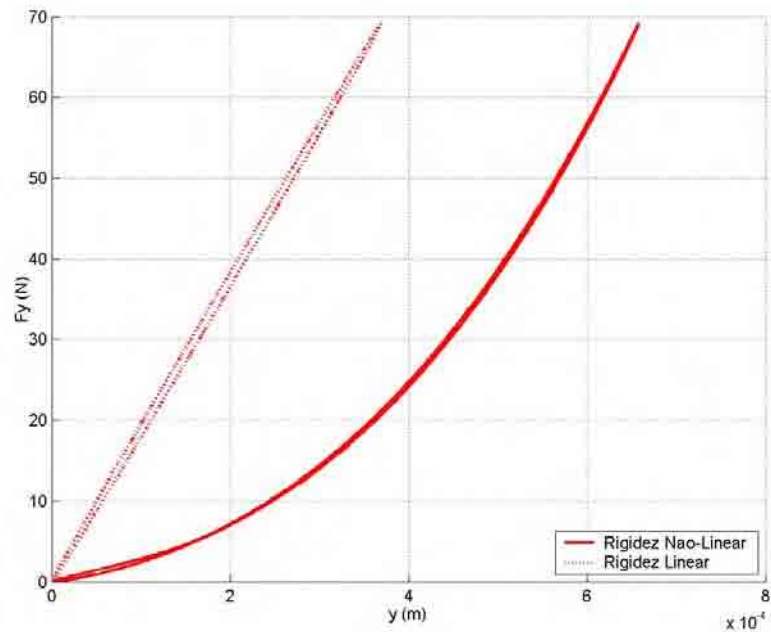


Figura 4.14 – Curvas características de força contra deslocamentos para a direção axial (y); rigidez mínima do sistema ($k_0 = 2.500$ N/m) submetido à força harmônica (250N e 2Hz).

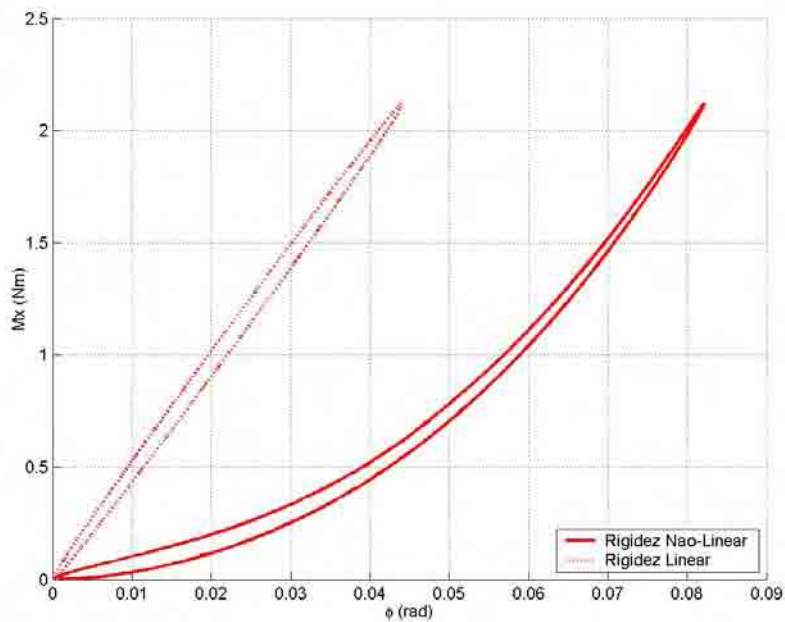


Figura 4.15 – Curvas características do momento contra deslocamentos angulares para a rotação (ϕ); rigidez mínima do sistema ($k_0 = 2.500$ N/m) submetido à força harmônica (250N e 2Hz).

4.3.2 Comportamento dinâmico nas direções axial (y) e rotação (ϕ)

De modo similar aos procedimentos anteriormente tomados, é possível avaliar o comportamento dinâmico do sistema para a direção axial (y) e para as rotações (ϕ) no plano sagital por simulação dos modelos com rigidez linear e com rigidez não-linear, excitando o sistema por força harmônica e impulsiva.

As Figuras 4.16, 4.17 apresentam históricos dos deslocamentos nas direções axial (y) e rotação (ϕ) do sistema sob ação de força harmônica. Exceto pequenas variações nos ganhos das amplitudes, quando comparadas com as correspondentes grandezas das respostas para os movimentos na direção pósterio-anterior (z) apresentadas nas Figuras 4.7, e menores amplitudes com relação à vértebra LIII, os demais pontos parecem ser conformes com as análises anteriores e serão dispensados de discussão.

As Figuras 4.18 e 4.19 apresentam históricos dos deslocamentos nas direções axial (y) e rotação (ϕ) do sistema sob ação de força impulsiva. Quanto às variações de amplitudes e os correspondentes ganhos, parece não haver fato que justifique maiores observações, pois as tendências, como nos casos anteriores, permanecem as mesmas.

De forma similar, também com relação aos planos de fase, as possíveis conclusões são as mesmas já apresentadas para o caso pósterio-anterior (z) e no Apêndice B podem ser encontradas as figuras que representam o plano de fase na direção (y) axial, sob ação de força harmônica (250N e 2Hz) e sob ação de força impulsiva (250N), para o sistema com rigidez não-linear e com rigidez linear; o plano de fase na rotação (ϕ) para as mesmas condições da direção axial (y); as curvas características de velocidades de estado no tempo para a direção axial (y), sob ação de força harmônica (250N e 2Hz) e sob ação de força impulsiva (250N).

È útil aqui relembrar que para a simulação nas direções y e ϕ , estão sendo assumidos neste trabalho, que as relações entre rigidez medida em peças anatômicas dissecadas e rigidez *in vivo* não se alteram. Isto poderá ser comprovado com experimentação *in vivo* para levantamento das curvas força-deslocamento para aquelas direções (y e ϕ).

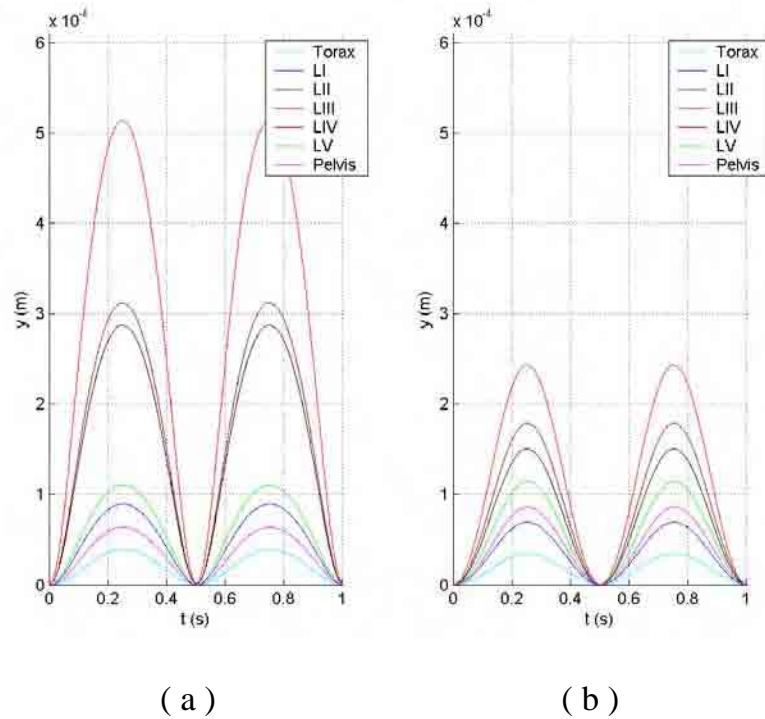


Figura 4.16 – Deslocamentos absolutos na direção (y), sob ação de força harmônica (250N e 2Hz), a) sistema com rigidez não-linear, b) sistema com rigidez linear.

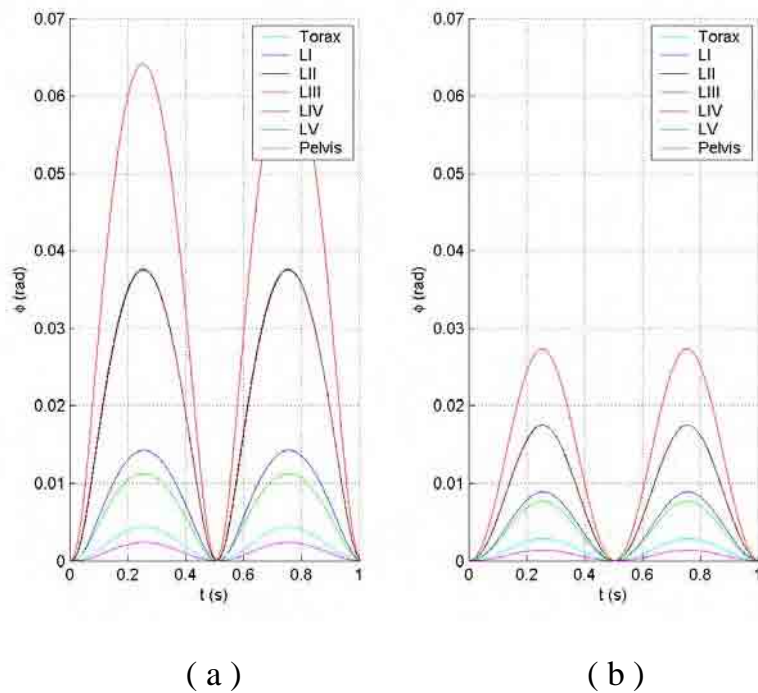
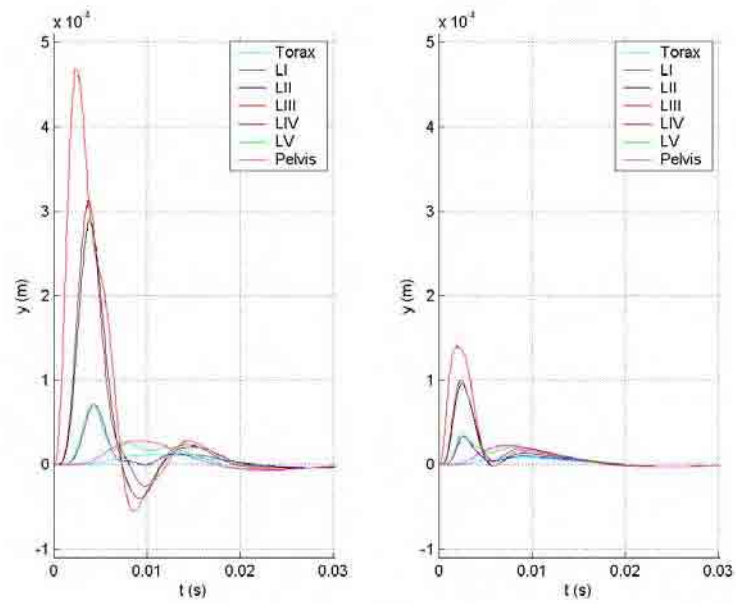


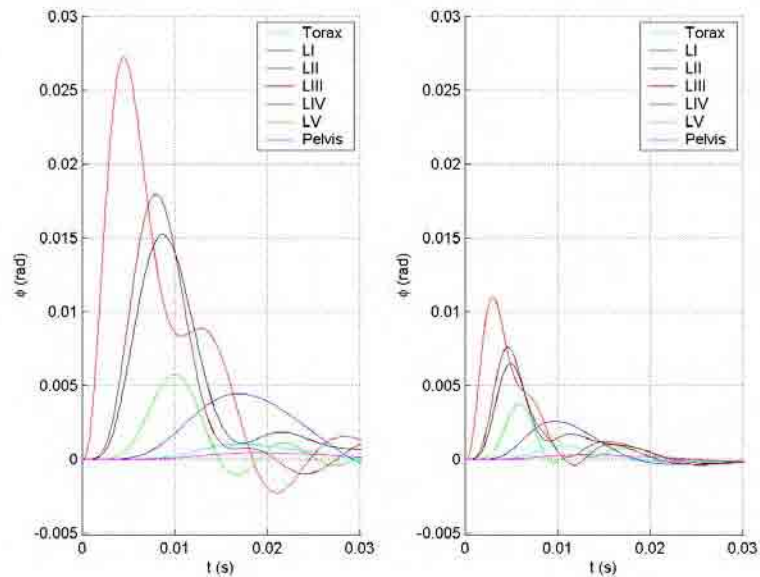
Figura 4.17 – Deslocamentos locais na rotação (ϕ), sob ação de força harmônica (250N e 2Hz), a) sistema com rigidez não-linear, b) sistema com rigidez linear.



(a)

(b)

Figura 4.18 – Deslocamentos axiais absolutos (y), sob ação de força impulsiva (250N), a) sistema com rigidez não-linear, b) sistema com rigidez linear



(a)

(b)

Figura 4.19 – Deslocamentos locais na rotação (ϕ), sob ação de força impulsiva (250N), a) sistema com rigidez não-linear, b) sistema com rigidez linear

Os resultados obtidos a partir das simulações do modelo com rigidez não-linear têm apresentado coerência com os dados de literatura, inclusive no que tange aos limites de deslocamentos máximos expressos em Triano (2002) e White III e Panjabi (1990), para a direção pósterio-anterior (z), para a direção axial (y) e para a rotação no plano sagital (ϕ), que se dá em torno do eixo transversal (x).

5 AVALIAÇÃO DA COLUNA LOMBAR COM LESÃO SIMULADA

Uma das possibilidades de utilização do modelo pelas ciências da saúde humana tem lugar na simulação de lesões (desordens físicas) nos discos intervertebrais, que afetam as características de movimento da coluna humana. Tem sido objeto de estudo a variação na rigidez nos discos intervertebrais que interferem no bom funcionamento mecânico da coluna lombar. Este tipo de desordem é comumente caracterizado como “problemas na mobilidade” do órgão.

O objetivo nesta parte é fornecer uma ferramenta alternativa aos profissionais da área da saúde que lhes possa auxiliar nos diagnósticos e no acompanhamento terapêutico ou no ensino (formação e treinamento de pessoas) para os assuntos relacionados ao comportamento mecânico da coluna lombar humana.

Para os aspectos ligados aos diagnósticos, o objetivo será o de auxiliar os profissionais habilitados a este procedimento, à quantificação – como complemento ao aspecto qualitativo – de que tratam os diagnósticos, no que pode a simulação oferecer uma “medida” para a “quantidade de movimento”. A quantidade de movimento pode ser interpretada como um sinal que, composto com outros sinais e com sintomas, auxiliem os profissionais a avaliar, com maior acuidade, o grau de desordem física a que pode estar acometida a coluna lombar do paciente.

Nos aspectos ligados ao acompanhamento de terapias aplicadas aos pacientes, os terapeutas podem “criar um mapa de mobilidade” de cada paciente, por avaliação do comportamento mecânico da coluna lombar no início do tratamento e, ao longo do tratamento, proceder novas simulações que permitam acompanhar as mudanças do estado de mobilidade da coluna lombar do paciente.

Nos aspectos ligados à formação e treinamento de profissionais, as simulações podem gerar padrões a serem buscados como referência no estudo do comportamento mecânico da coluna lombar humana.

Particularmente, a simulação de lesões parece ser uma ferramenta palpável e que pode acrescentar dados para os aspectos anteriormente apresentados no que tange à sanidade, ou à falta desta, na coluna lombar humana.

Uma das técnicas de manipulação aplicáveis à coluna lombar e utilizadas por terapeutas na avaliação e no tratamento de distúrbios mecânicos é a chamada “pressão pósterio-anterior central” (PAC) que é constituída por quatro distintos procedimentos, a saber:

- Procedimento I – Uma força leve é aplicada até que alguma resistência da coluna seja manifestada; a força é mantida constante por algum tempo e depois retirada.
- Procedimento II – Uma força leve é aplicada até que alguma resistência da coluna seja manifestada; a força então assume um caráter de oscilação harmônica, retornando a valores próximos de zero, e estas oscilações persistem por algum tempo.
- Procedimento III – Uma força com considerável intensidade é aplicada até que alguma resistência da coluna seja manifestada e ultrapassada; a força então assume um caráter de oscilação harmônica, retornando a valores próximos de zero, e estas oscilações persistem por algum tempo.
- Procedimento IV – Uma força leve é aplicada até que alguma resistência da coluna seja manifestada e é mantida constante; seguida por um aumento em sua intensidade, levando-a até valores com considerável intensidade; a força então assume um caráter de oscilação harmônica, retornando a valores próximos dos valores assumidos pela força constante, e estas oscilações persistem por algum tempo.

O procedimento IV seria assemelhado a uma composição dos procedimentos I e II de forma consecutiva e cumulativa, exceto pelo tempo de permanência da força fixa necessária ao procedimento I, pois a partir de um determinado valor a força aplicada assume um caráter oscilatório.

Por se tratar de uma técnica de manipulação, naturalmente estas forças requeridas aos procedimentos são aplicadas pela mão humana, a mão do terapeuta, e apresentam razoáveis variações nas forças aplicadas, onde a faixa mais abrangente situa-se entre 80N a 500N, de acordo com a literatura consultada para este trabalho.

Para efeito das simulações, será tomada a faixa de variação das forças aplicadas harmônicas, fixas ou impulsivas, entre 100N e 250N, por motivo de freqüentes aparições destas grandezas nos trabalhos de Keller e Colloca (2002); Keller, Colloca e Béliveau (2002) e Nicholson et al (2001). Nestas mesmas referências, quando se tratar de forças que sejam harmônicas, as freqüências variam entre 0.5Hz e 2.0Hz e, pelas mesmas razões citadas, serão também estas as freqüências aplicadas às simulações.

A abordagem proposta por este trabalho será a de simulação de lesão por aumento da rigidez, em três níveis, em um ou mais dos discos intervertebrais da coluna lombar.

É possível uma escolha prévia do disco intervertebral com lesão e o nível da lesão (leve, médio ou severo) a ser simulada. Determinado o disco intervertebral, os níveis de lesão são determinados por aumento da rigidez em série geométrica de razão dois. Desta forma, considerando como não-lesionado um disco cuja rigidez tenha a distribuição proposta por Keller e Colloca (2002), um disco com lesão leve teria a rigidez dobrada em relação à distribuição de Keller e Colloca (2002), um disco com lesão média teria a rigidez dobrada em relação à rigidez proposta para lesão leve e, finalmente, um disco com lesão severa teria a rigidez dobrada em relação à rigidez proposta para lesão média. Em outras palavras, lesão leve multiplica por dois a rigidez considerada normal para o disco, lesão média multiplica por quatro a rigidez considerada normal para o disco, e lesão grave multiplica por oito a rigidez considerada normal para o disco sob avaliação. A proposta de investigar variações na rigidez utilizando o mecanismo de dobrar, ou reduzir à metade, a rigidez considerada normal para os discos intervertebrais, pode ser vista em Lee, Kelly e Steven (1995).

Após a escolha do disco intervertebral no qual a lesão será simulada, bem como o nível da lesão a simular, é necessário passar à determinação do protocolo a ser executado e, para tanto, determinar a força de entrada (simulando o esforço

transmitido pela mão do terapeuta à coluna do paciente) que requer o protocolo escolhido para simulação.

Sempre que se fizer necessário, e a cada um dos procedimentos para a técnica de PAC, será apresentada, de forma gráfica por curvas características de variação da força contra o tempo, além da expressão analítica, a forma da força externa aplicada. Um fluxograma lógico utilizado para a construção do programa utilizado nas simulações (Apêndice A).

A equação 4.1 pode ser escrita, alternativamente para simular os esforços aplicados durante a técnica PAC, para cada um dos procedimentos (I, II, III e IV):

$$F^j = F_c^j + F_e^j \cdot (1 - \cos(\omega t)); \quad \omega = 2\pi f \quad j = I, II, III, IV \quad ; \quad (5.1)$$

onde F_c^j e F_e^j representam as componentes da força a ser aplicada na vértebra, f é a frequência de oscilação da força e j representa o procedimento da técnica PAC a ser simulado.

Para simular uma entrada que represente os esforços aplicados durante o procedimento I da técnica PAC, os valores de F_c^I e F_e^I podem ser representados por:

$$F_c^I = \begin{cases} 100 \text{ N} ; t > 0,1 \\ 2000(t - 5t^2) ; t < 0,1 \end{cases} \quad e \quad F_e^I = 0$$

Para simular uma entrada que represente os esforços aplicados durante o procedimento II da técnica PAC, os valores de F_c^{II} e F_e^{II} podem ser representados por:

$$F_c^{II} = 0 \quad e \quad F_e^{II} = 100$$

Para simular uma entrada que represente os esforços aplicados durante o procedimento III da técnica PAC, os valores de F_c^{III} e F_e^{III} podem ser representados por:

$$F_c^{III} = 0 \quad e \quad F_e^{III} = 250$$

Para simular uma entrada que represente os esforços aplicados durante o procedimento IV da técnica PAC, os valores de F_c^{IV} e F_e^{IV} podem ser representados por:

$$F_c^{IV} = \begin{cases} 100 \text{ N} ; t > 0,1 \\ 2000 (t - 5t^2) ; t < 0,1 \end{cases} \quad e \quad F_e^{IV} = 150$$

A análise das respostas dadas, na simulação, pelo sistema, poderá ser verificada por comparações entre os diferentes procedimentos (I, II, III, IV). A força de excitação externa dada pela expressão de $F^{III} = F_c^{III} + F_e^{III}$, com valores calculados pelas expressões anteriores.

Para uma primeira apresentação será feita a simulação com um caso de sujeito não-lesionado, escolhendo como técnica a PAC e para os seus quatro procedimentos, com a ação da força externa sobre a vértebra LIII.

Na Figura 5.1 são apresentadas as curvas características de forças-tempo para a vértebra LIII, sujeito não-lesionado, submetido à técnica PAC Força externa ativa sobre a vértebra LIII, a) PAC I, b) PAC II, c) PAC III e d) PAC IV.

Se comparadas as intensidades das forças aplicadas – máximo de 100N para os procedimentos I e II, máximo de 250 N para os procedimentos III e IV – parece permitir a formação da idéia da não-linearidade da rigidez, pois 100N (40% do máximo global da força para todos os procedimentos) provocam 8mm de deformação (64% da deformação máxima atingidas), enquanto que 150N (60% do máximo global da força para todos os procedimentos) provocam apenas 4,5mm de deslocamento (36% da deformação máxima atingida).

As possíveis observações acerca do comportamento dos deslocamentos na direção axial (y), são semelhantes àquelas proferidas para a direção pósterio-anterior (z), portanto, não serão aqui repetidas. Também as possíveis observações acerca do comportamento na rotação (ϕ), são absolutamente semelhantes às proferidas para ambos os casos anteriores, portanto, não serão repetidas.

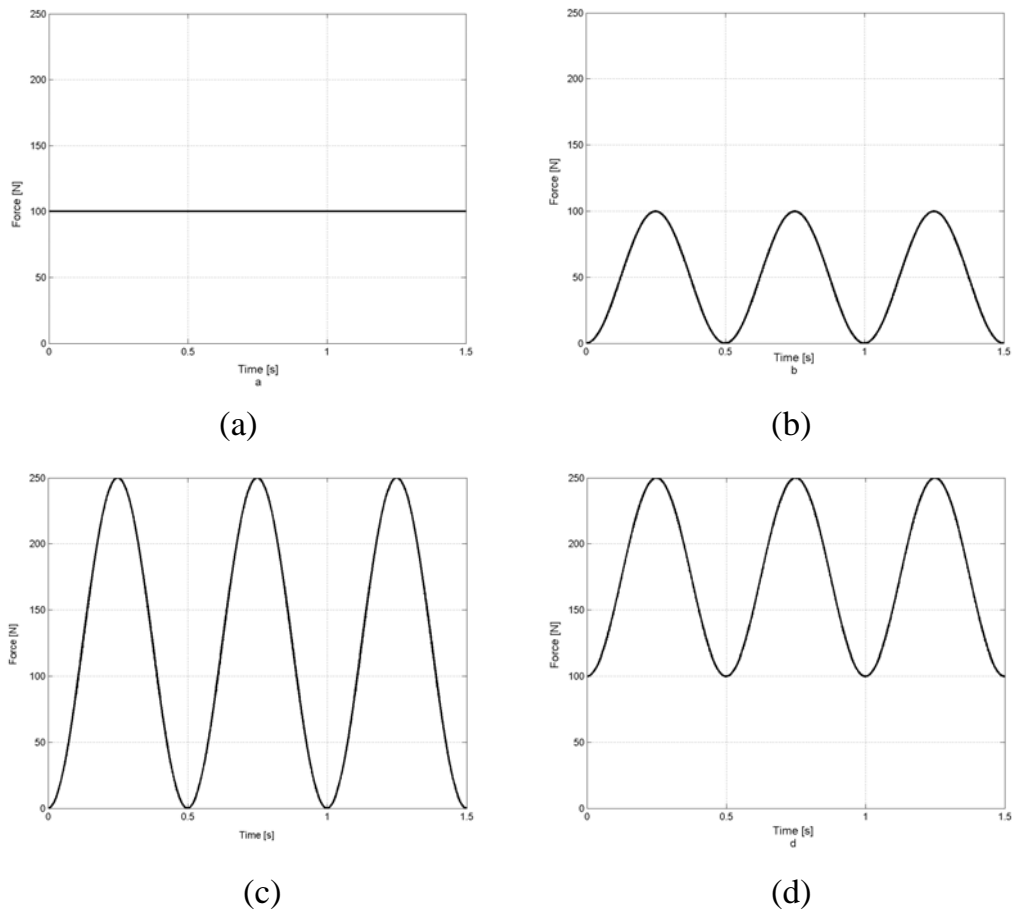


Figura 5.1 – Curvas características de forças-tempo para a vértebra LIII, sujeito não-lesionado, submetido à técnica PAC Força externa ativa sobre a vértebra LIII, a) PAC I (z), b) PAC II (y), c) PAC III e d) PAC IV

Para o caso dos procedimentos I e IV, foi considerado um intervalo de tempo igual a 0,1s (um décimo de segundo) para a força atingir o valor de 100N, este intervalo de tempo pode ser interpretado como o necessário para que a mão do terapeuta promova a deformação inicial da coluna lombar requerida pelo procedimento. Contudo, os intervalos tempo reais requeridos para os procedimentos podem ser maiores ou menores do que os utilizados nesta simulação.

Outros aspectos interessantes podem surgir da análise das curvas características de força-deslocamento nas respostas do sistema à simulação, portanto, estas curvas serão apresentadas nas Figuras 5.4, 5.5 e 5.6.

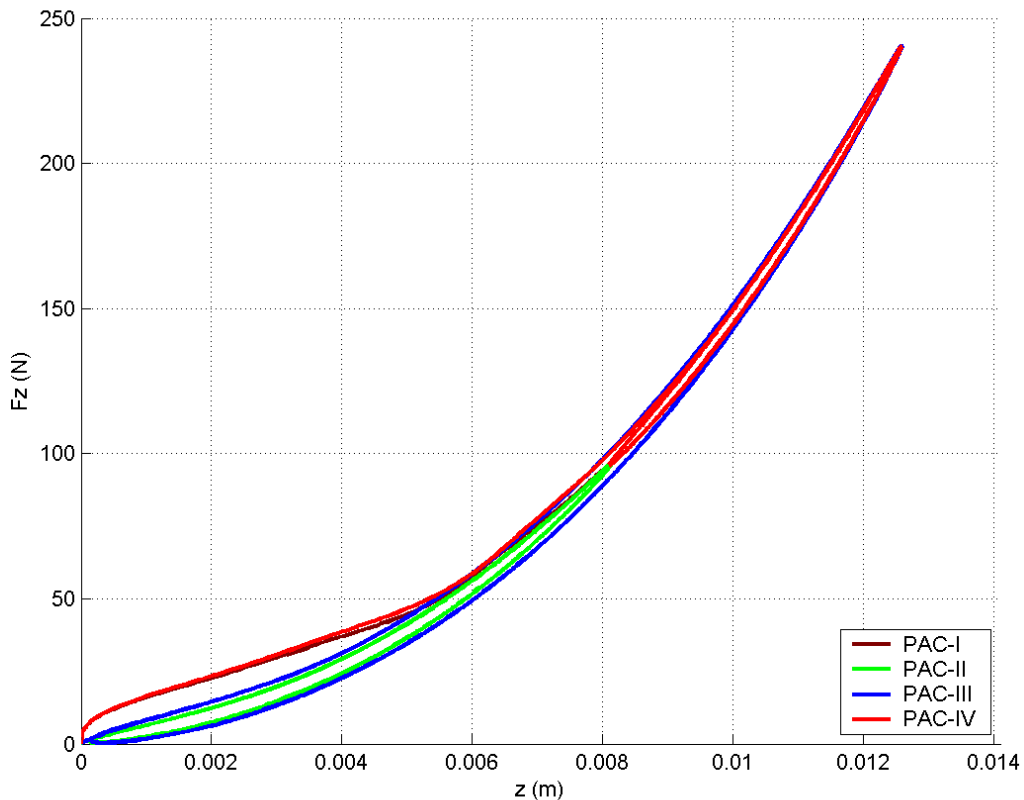


Figura 5.2 – Curvas características de forças contra deslocamentos para a vértebra LIII na direção pósterio-anterior (z), sujeito não-lesionado, submetido à técnica PAC: Procedimentos I, II, III e IV. Força externa ativa sobre a vértebra LIII.

Um aspecto é a aparente permanência da natureza não-linear para a rigidez do sistema em todos os protocolos.

Há outro ponto de aparente concordância com a literatura, que tem assumido um comportamento linear para a rigidez da coluna lombar quando submetida a esforços entre 30N e 90N, para os esforços no sentido crescente aplicados na direção pósterio-anterior e no sentido de posterior para anterior.

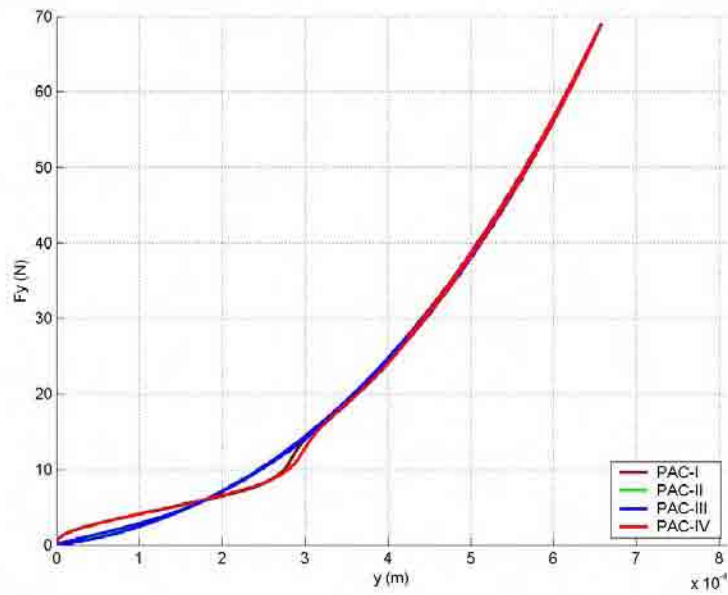


Figura 5.3 – Curvas características de forças contra deslocamentos para a vértebra LIII na direção axial (y), sujeito não-lesionado, submetido à técnica PAC: Procedimentos I, II, III e IV. Força externa ativa sobre a vértebra LIII.

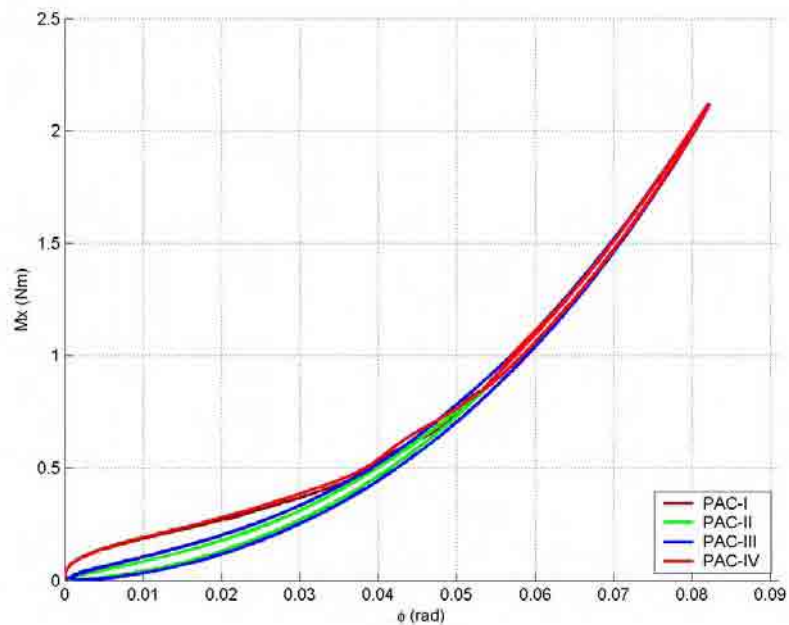


Figura 5.4 – Curvas características de momentos contra rotações para a vértebra LIII na rotação (ϕ), sujeito não-lesionado, submetido à técnica PAC: Procedimentos I, II, III e IV. Momento externo ativo sobre a vértebra LIII.

A seguir, uma simulação com lesão nos três níveis (leve, médio e severo), é discutida e apresentada no disco localizado entre as vértebras LIII e LIV, escolhida como técnica a PAC e para o procedimento IV, com a aplicação da força externa sobre o sistema na vértebra LIII.

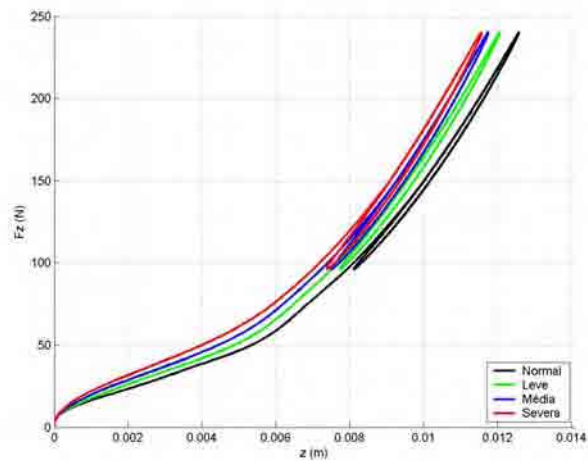
Uma análise das curvas características de força-deslocamento nas respostas do sistema à simulação com sujeito não-lesionado e com lesão nos três níveis (leve, médio e severo) parece ser também oportuna.

A Figura 5.5a apresenta as curvas características das forças-deslocamento para a vértebra LIII na direção pósterio-anterior (z), submetida ao procedimento IV da técnica PAC, sujeito não-lesionado e com lesão (níveis: leve, médio e severo) simulada no disco situado entre as vértebras LIII e LIV, com força externa ativa sobre LIII.

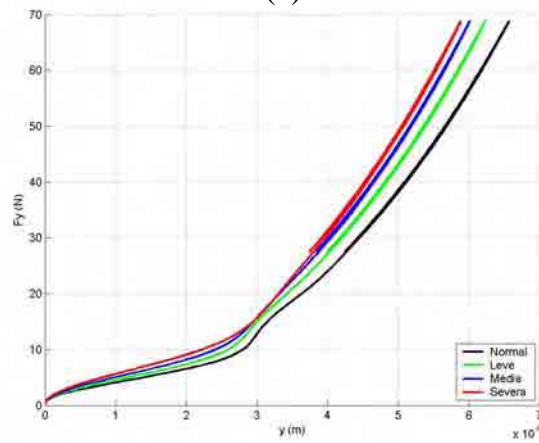
Pode ser observado que a parte de força constante requerida pelo procedimento IV da técnica PAC é responsável pela maior parte da deformação do sistema. A parte da força que tem característica harmônica produz menores deformações, o que está em conformidade com a rigidez não-linear de que é provido o sistema. Também na parte harmônica do movimento podem ser notadas pequenas variações nas inclinações das curvas características, o que evidencia um aumento na rigidez global do sistema causado pela lesão local (disco LIII-LIV), e este fato pode ser de interesse para os terapeutas, se o interesse específico do procedimento for o de promover deslocamentos iguais, pois, neste caso, os sujeitos lesionados, dependendo do grau de lesão, poderiam requerer aplicação de maiores esforços para que os mesmos deslocamentos fossem atingidos. Como a rigidez é não-linear, estes incrementos de esforços requeridos poderiam ser encontrados com precisão pela análise da tendência destas curvas.

Na Figura 5.5b, as curvas características das forças-deslocamentos para a vértebra LIII na direção axial (y), submetida ao procedimento IV da técnica PAC, sujeito não-lesionado e com lesão (níveis: leve, médio e severo) simulada no disco situado entre as vértebras LIII e LIV, com força externa ativa sobre LIII.

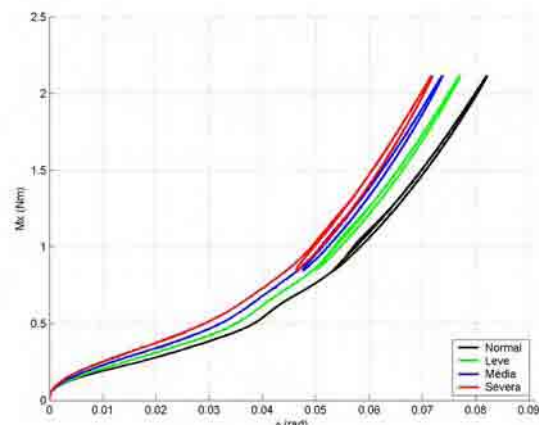
Na Figura 5.5c, as curvas características das forças-deslocamentos para a vértebra LIII na rotação (ϕ), submetida ao procedimento IV da técnica PAC, sujeito não-lesionado e com lesão (níveis: leve, médio e severo) simulada no disco situado entre as vértebras LIII e LIV, com momento externo ativo sobre LIII.



(a)



(b)



(c)

Figura 5.5 – Curvas características de forças contra deslocamentos para a vértebra LIII, submetida ao procedimento IV da técnica PAC, não-lesionado e com lesão (níveis: leve, médio e severo) simulada no disco situado entre as vértebras LIII e LIV com força externa ativa sobre LIII, a) direção pósterio-anterior (z), b) direção axial (y) e c) rotação (ϕ).

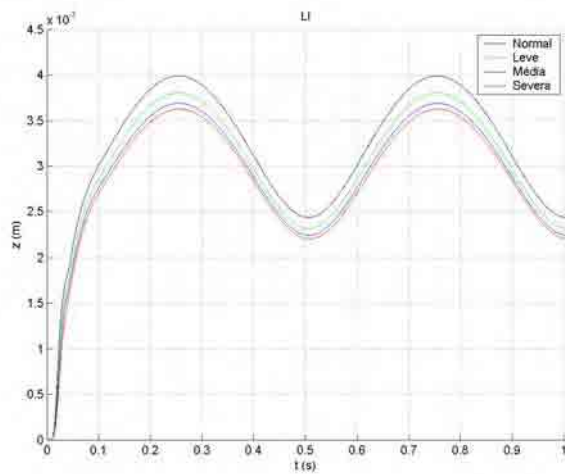
As observações sobre as Figuras 5.5b e 5.5c seriam muito semelhantes às apresentadas para o caso da Figura 5.5a, e por este motivo não serão repetidas.

A análise das respostas dadas, na simulação pelo sistema, será estudada por comparação com outra simulação na qual o referido disco intervertebral não apresente mudança em sua rigidez, ou seja, o caso onde não haja lesão. A força de excitação externa dada pela expressão de $F''' = F_c''' + F_e'''$, com valores calculados pelas expressões anteriores, é aplicada sobre a vértebra LIII.

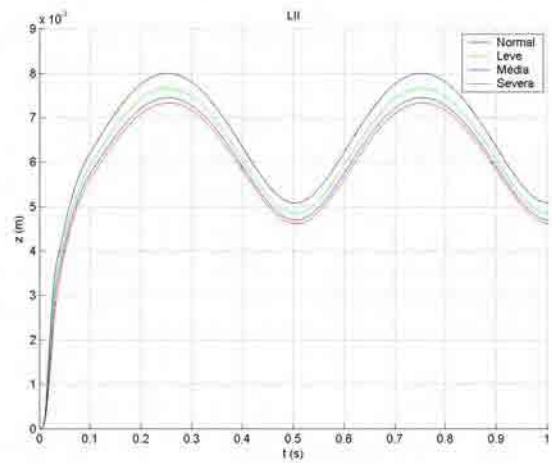
Serão apresentadas as respostas para as variações das amplitudes, para cada uma das vértebras, para os casos considerados: não-lesionado (curva em preto), com lesão leve (curva em verde), com lesão média (curva em azul) e com lesão severa (curva em vermelho).

Pela análise da Figura 5.6a é possível verificar que o efeito da lesão simulada no disco intervertebral LIII-LIV causa uma variação na amplitude da vértebra LI inferior a 0.5 mm, sendo progressivo o crescimento das diferenças nas amplitudes, quando comparadas à situação considerada não-lesionada, do estado de lesão considerado leve para o estado de lesão considerado severo. As mais significativas variações de amplitude, comparando no estado não-lesionado com cada um dos níveis de lesão simulada, ocorrem na fase harmônica do procedimento e parecem ser coincidentes com as inversões no movimento. Em uma primeira análise, parece também ser de difícil detecção, por parte dos terapeutas, sem emprego de algum equipamento de medição, ou seja, parece ser pouco perceptível em uma análise qualitativa onde somente a sensibilidade da mão humana possa ser empregada.

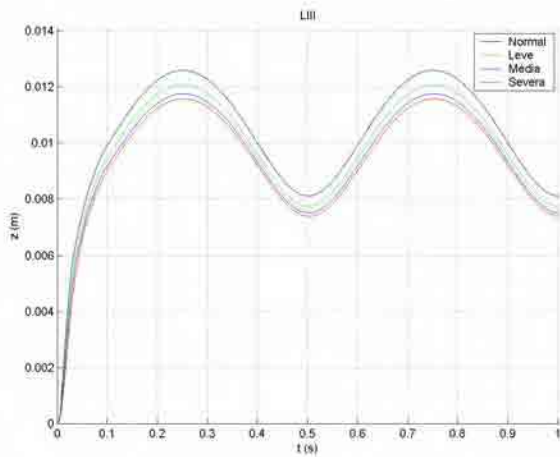
De forma semelhante ao ocorrido com a vértebra LI, as respostas mostradas na Figura 5.6b, que são referentes ao comportamento dinâmico da vértebra LII, apresentam características muito análogas no que diz respeito às tendências de comportamento segundo as lesões simuladas. O diferencial fica por conta da grandeza das diferenças das amplitudes (caso não-lesionado comparado com os três níveis de lesão), que praticamente dobram, se comparadas à avaliação procedida para a vértebra LI. Este fato representa um ganho no máximo das amplitudes da ordem de 100%, contudo, em valores absolutos estas diferenças são inferiores a 1.0mm.



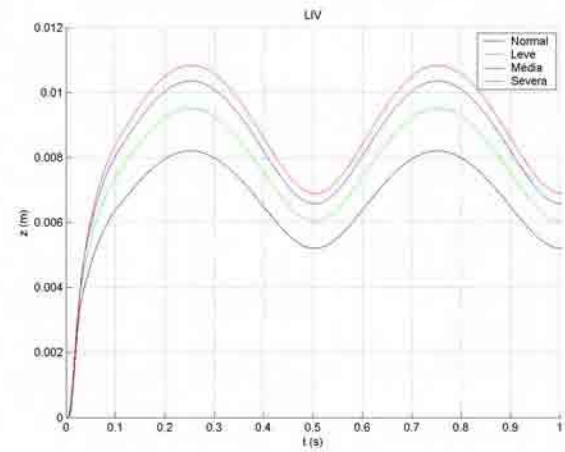
(a)



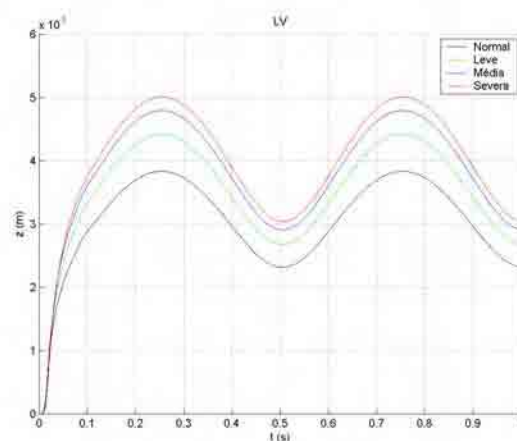
(b)



(c)



(d)



(e)

Figura 5.6 – Curvas características de deslocamentos contra o tempo para a vértebra a) LI, b) LII, c) LIII e d) LIV e e) LV, na direção pósterio-anterior (z), submetida ao procedimento IV da técnica PAC, não-lesionado e com lesão (níveis: leve, médio e severo) simulada no disco situado entre as vértebras LIII e LIV, com força externa ativa sobre LIII.

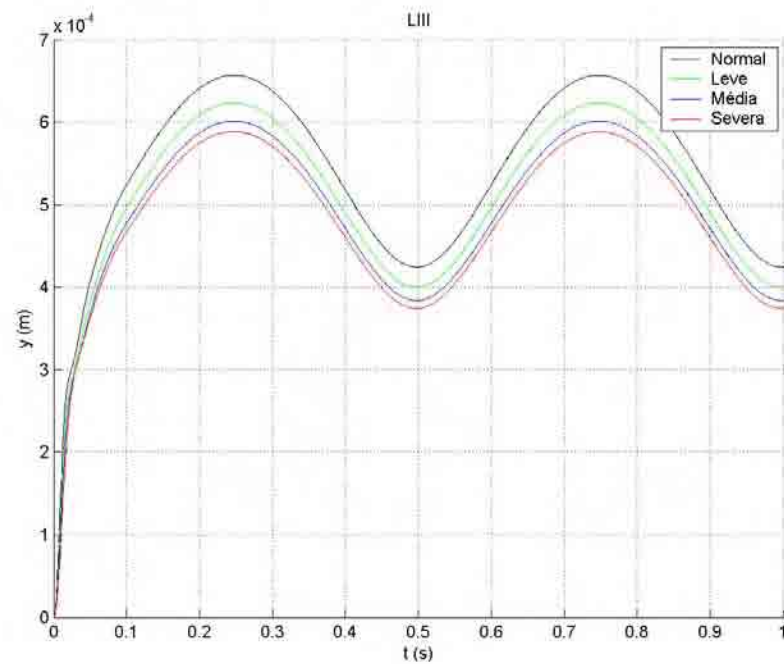
O comportamento dinâmico da vértebra LIII, da figura 5.6c, apresenta as mais significativas variações de amplitude, comparando o estado não-lesionado com cada um dos níveis de lesão simulada, e ocorrem na fase harmônica do procedimento e parecem, também, ser coincidentes com as inversões no movimento. Os valores absolutos das amplitudes são os máximos, o que parece natural, visto que a força ativa externa atua diretamente sobre a vértebra LIII. A variação, quando das comparações entre estado não-lesionado e com lesões (leve, médio ou severo), apresenta também redução nos máximos das amplitudes, se comparados os estados lesionados com o estado não lesionado.

A Figura 5.6d apresenta o comportamento da vértebra LIV, e algumas características diferentes das anteriores aparecem em seu comportamento.

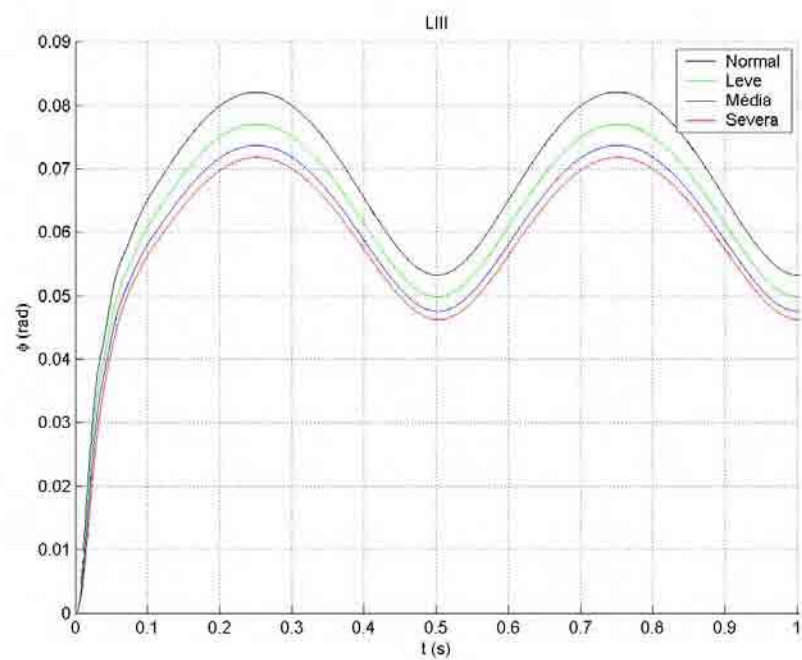
Para a direção axial (y) e para a rotação (ϕ), o comportamento dinâmico do sistema repete as situações anteriormente estudadas, e somente o comportamento da vértebra LIII será apresentado nas Figuras 5.7a e 5.7b, para cada uma das direções.

Parece também oportuno lembrar aqui que uma análise sobre as trajetórias do sistema, bem como uma investigação mais aprofundada sobre a existência ou não de pontos singulares é recomendável, caso apareçam anomalias no comportamento das curvas características. Estes estudos não serão realizados pelo fato de que essas anomalias não se fizeram presentes nas características estudadas do sistema.

Outros rumos de abordagem são também passíveis de aplicação e de busca para novas análises, como por exemplo, simulações que envolvam lesão em mais de um disco intervertebral e mesmo casos que envolvam aumento ou decréscimo de rigidez em todos os discos intervertebrais, vinculados ou não a lesões, tais como análise de sujeitos idosos (com acréscimo considerável da rigidez na coluna lombar como um todo) e de recém-nascidos (com pequena rigidez em toda a coluna lombar), embora não pareça ser este o foco principal dos profissionais das ciências da saúde da coluna lombar humana, visto que as literaturas têm sido concentradas na análise experimental de sujeitos adultos assintomáticos, com idade cronológica entre 20 e 60 anos. Ainda assim, para estes casos “mais periféricos”, talvez possa se tornar a simulação uma ferramenta de alguma ajuda aos cientistas e investigadores da área, especialmente se a experimentação for de difícil realização.



(a)



(b)

Figura 5.7 – Curvas características de deslocamentos contra o tempo para a vértebra LIII, submetida ao procedimento IV da técnica PAC, não-lesionado e com lesão (níveis: leve, médio e severo) simulada no disco situado entre as vértebras LIII e LIV com força externa ativa sobre LIII, a) direção axial (y) e b) rotação (ϕ).

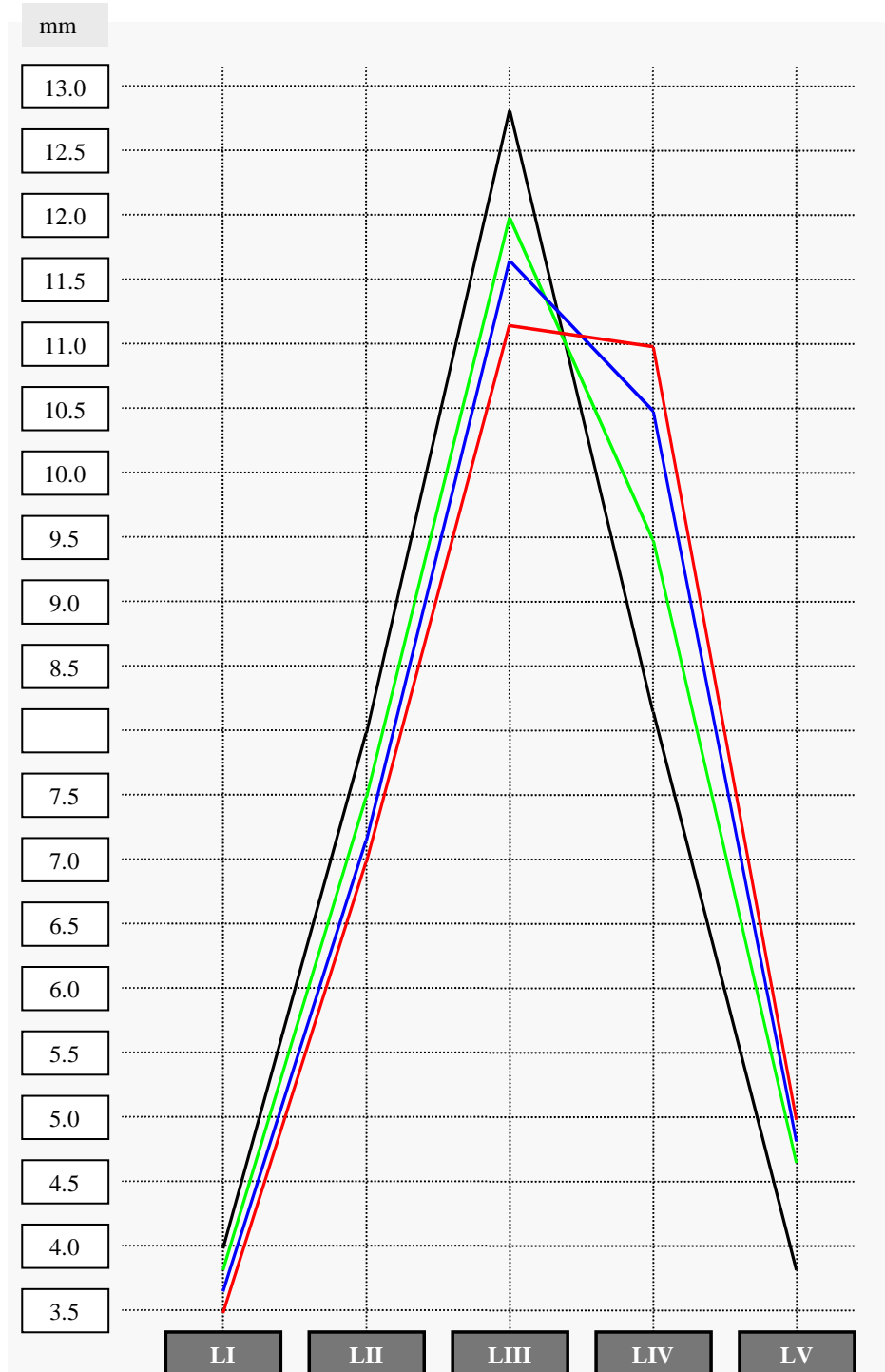


Figura 5.8 – Comparação das curvas de tendências do ganho de amplitudes no primeiro pico, direção pósterio-anterior (z), modelo com rigidez não-linear, submetido à força harmônica (250N e 2Hz) atuante sobre LIII. Sujeitos: não-lesionado (preto), e portadores de lesão: leve (verde), média (azul) e severa (vermelho). Lesão simulada por aumento na rigidez do disco que une as vértebras LIII e LIV.

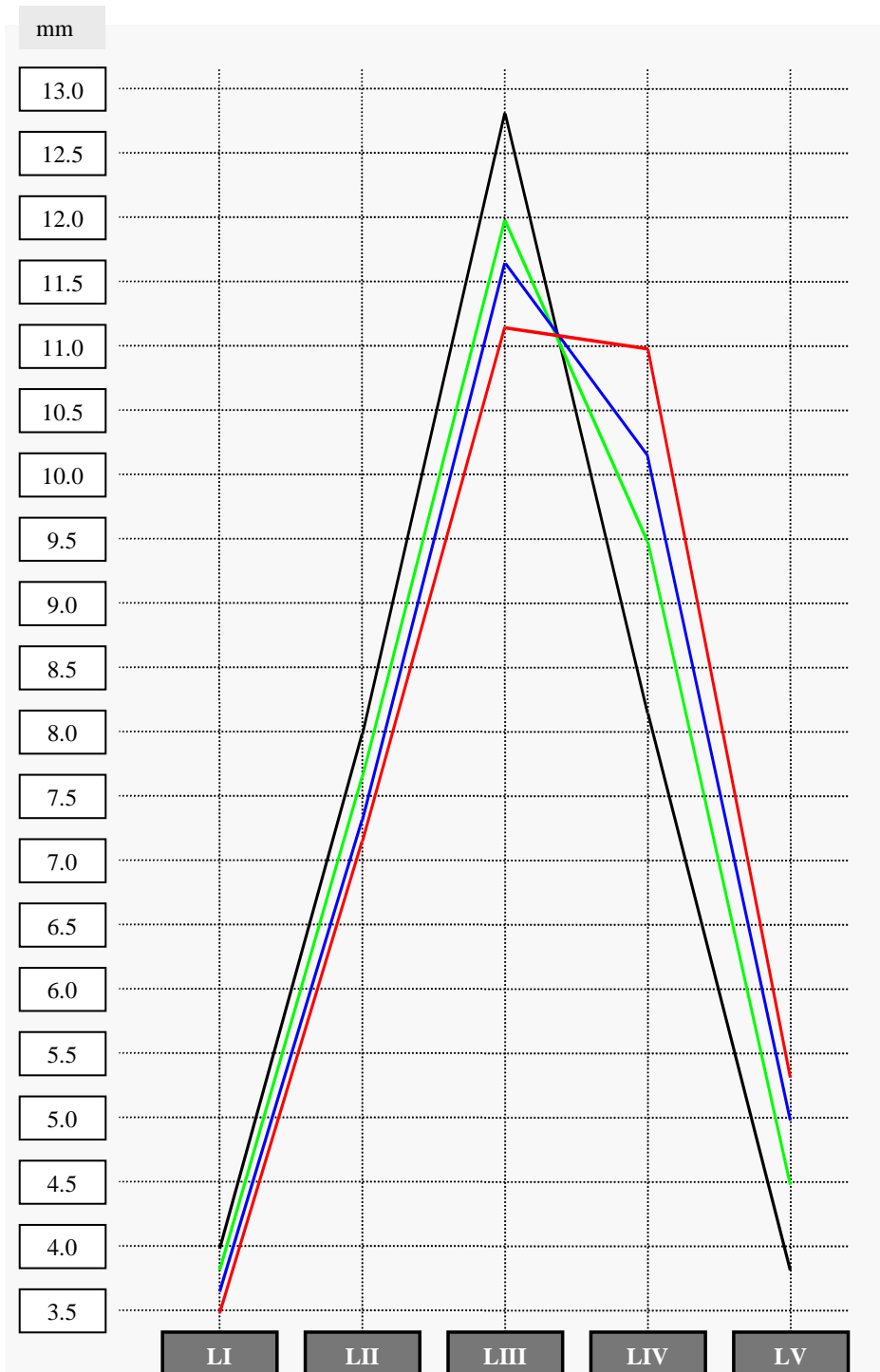


Figura 5.9 – Comparação das curvas de tendências do ganho de amplitudes no primeiro pico, PAC procedimento III, direção pósterio-anterior (z), modelo com rigidez não-linear. Sujeitos: não-lesionado (preto), e portadores de lesão; leve (verde), média (azul) e severa (vermelho). Lesão simulada por aumento na rigidez do disco que une as vértebras LIII e LIV.

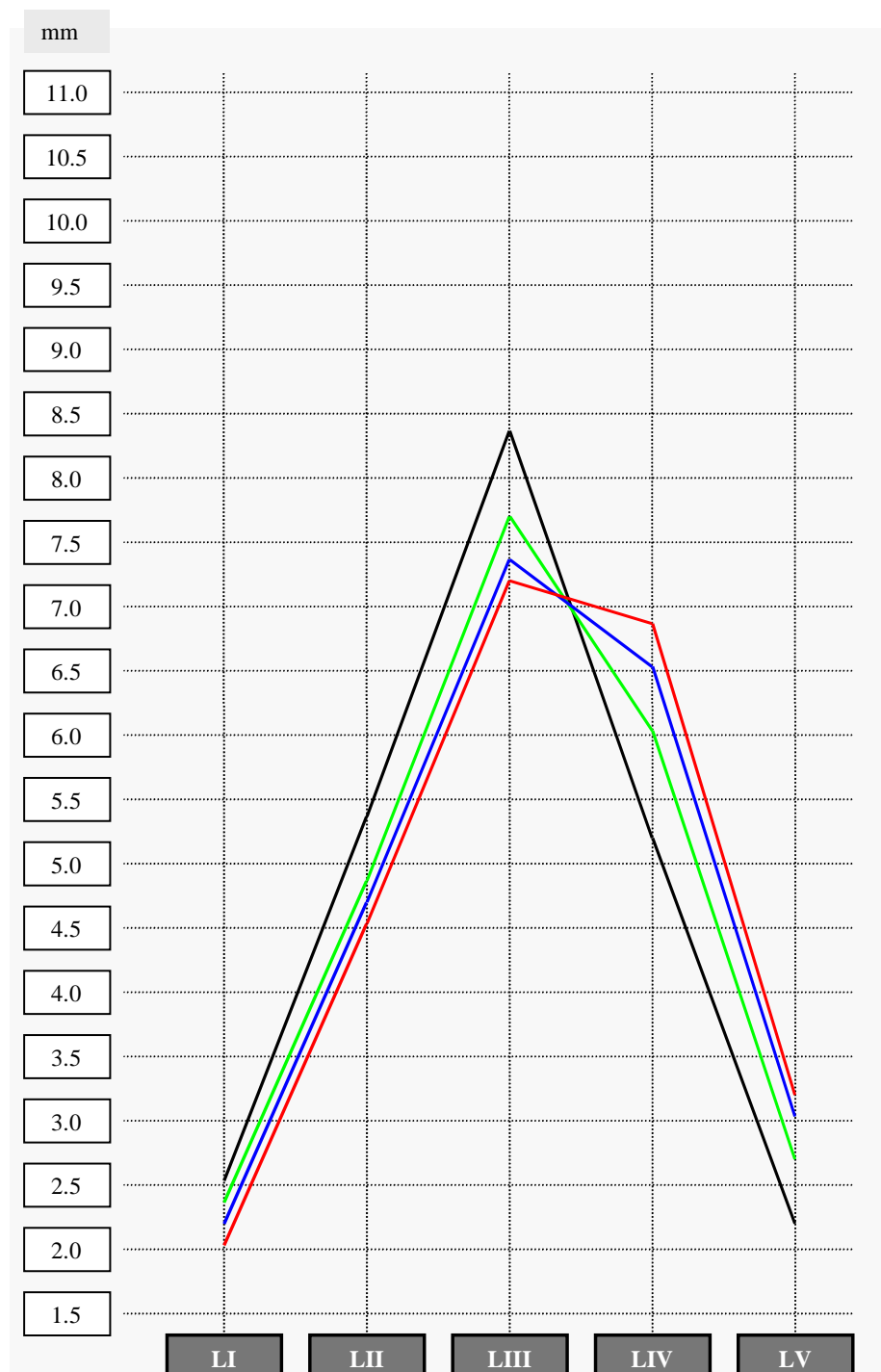


Figura 5.10 – Comparação das curvas de tendências do ganho de amplitudes no primeiro pico, PAC procedimento II, direção pósterio-anterior (z), modelo com rigidez não-linear. Sujeitos: não-lesionado (preto), e portadores de lesão: leve (verde), média (azul) e severa (vermelho). Lesão simulada por aumento na rigidez do disco que une as vértebras LIII e LIV.

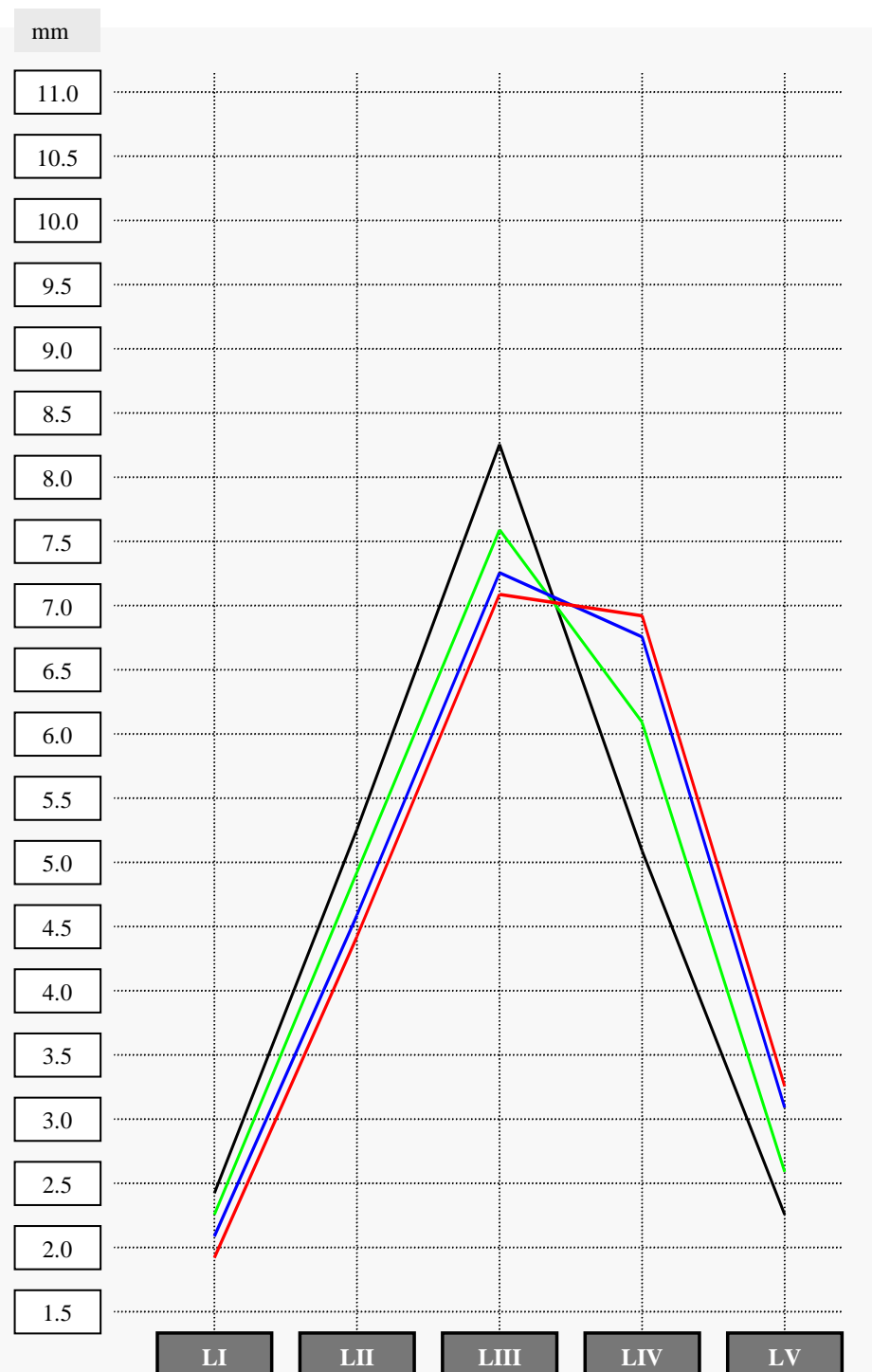


Figura 5.11 – Comparação das curvas de tendências do ganho de amplitudes no primeiro pico, PAC procedimento I, direção pósterio-anterior (z), modelo com rigidez não-linear. Sujeitos: não-lesionado (preto), e portadores de lesão: leve (verde), média (azul) e severa (vermelho). Lesão simulada por aumento na rigidez do disco que une as vértebras LIII e LIV.

Um estudo de tendência no comportamento das amplitudes do primeiro pico, na direção pósterio-anterior (z), para sujeitos não-lesionados e lesionados, sobre a técnica PAC procedimento IV com base na resposta da Figura 5.6, é apresentado na Figura 5.8.

De forma semelhante ao anteriormente apresentado, para os procedimentos III, II e I da técnica PAC são apresentados nas Figuras 5.9, 5.10 e 5.11, respectivamente.

Por observação das Figuras 5.8 a 5.11, fica evidenciado que há uma inversão no comportamento das amplitudes das vértebras LIV e LV, para todos os procedimentos da técnica PAC aplicada. Isto se deve, como já foi anteriormente comentado, ao arrasto destas vértebras por LIII, causado pelo aumento de rigidez do disco lesionado.

Contudo, uma interpretação inversa do fenômeno parece ser de ajuda na identificação de possíveis lesões em discos, ou seja, parece lógico raciocinar-se sobre a hipótese:

Determinando um conjunto de três vértebras consecutivas em um sujeito, suposto portador de lesão, aplicando esforço pósterio-anterior, com intensidade pré-definida na vértebra de centro do conjunto objeto da investigação e, simultaneamente, sendo medidas as amplitudes de pico das três vértebras. Levando as amplitudes colhidas à comparação com dados obtidos em idêntica experimentação em sujeito assintomático (ou padrão, caso exista), se houver UM cruzamento das linhas de tendência das amplitudes de pico, haverá lesão (aumento anormal de rigidez) na ligação entre as vértebras onde o cruzamento ocorreu. Porém se DOIS cruzamentos ocorrerem, parece não se poder afirmar com certeza a existência e a localização de uma possível lesão. Seria neste caso lógico pensar-se que a rigidez apresentada pelo sujeito suposto portador de lesão é mais acentuada para todo o segmento das três vértebras avaliadas.

6 CONCLUSÕES E COMENTÁRIOS

Na simulação com rigidez não-linear, com força harmônica de 2 Hz, o máximo valor de amplitude da vértebra LIII e o valor de pico da força ativa na direção pósterio-anterior (z) -10mm para um pico de força de 230N , aproximados – estão em conformidade com os valores experimentais obtidos por Nicholson et al (2001), que são: amplitude de pico igual a 11mm para um valor de pico na força de 220N . O modelo proposto por Keller, Colloca e Béliveau (2002) alcança, nas respostas de simulação, amplitude da vértebra LIII de $7,85\text{mm}$ para excitação por força sinusoidal com intensidade de pico igual a 100N , 2Hz , amplitude máxima da vértebra LIII de $2,40\text{ mm}$ para excitação impulsiva com pico igual a 100N .

A análise de ganhos entre o modelo Keller e modelo linear deste trabalho, evidenciou que a ordem do ganho é 3.

Entretanto, o modelo não-linear apresentou ganho menor.

Buscando estabelecer a linha de comportamento do ganho de amplitudes entre o modelo com rigidez linear e o modelo com rigidez não-linear, via curva de tendência dos ganhos, foi possível verificar que uma tendência no comportamento do ganho (nas amplitudes máximas) se mantém para o sistema, tanto submetido à excitação por força harmônica, quanto submetido à excitação por força impulsiva.

O modelo está formulado com a vantagem de tratar de forma individual o caso de cada sujeito, no que estiver relacionado à rigidez da coluna lombar.

Tem sido um ponto forte no presente modelo a possibilidade de aplicação dos resultados obtidos por simulação do modelo, de forma individual a pessoas que sejam portadoras de disfunções da coluna lombar relacionadas à rigidez – ou mobilidade – do órgão. Outro ponto forte é a introdução das não-linearidades de rigidez na modelagem da dinâmica da coluna lombar.

A possibilidade de simular lesão por variação, aumento ou diminuição, da rigidez na coluna lombar é também ponto que merece destaque.

As mais significativas variações de amplitude comparados o estado não-lesionado com cada um dos níveis de lesão simulada, ocorrem na aplicação de força

harmônica e são coincidentes com as inversões no movimento, conforme respostas simuladas.

Os resultados obtidos têm apresentado coerência com os dados apresentados na literatura e com dados obtidos por experimentação *in vivo*, o que permite a conclusão de que os objetivos buscados, quando da proposta e da concepção deste trabalho, foram integralmente alcançados.

O modelo representa de forma satisfatória a dinâmica do segmento lombar da coluna vertebral humana, incluindo as massas do tórax e da pelve, tanto para a rigidez viscoelástica linear quanto para a rigidez viscoelástica não-linear daquele órgão do corpo humano, como pode ser constatado a partir dos resultados apresentados no capítulo 4 deste trabalho.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADAMS, M. A.; DOLAN, P.; HUTTON, W. C.; PORTER, R. W. Diurnal changes in spinal mechanics and their clinical significance. **J. Bone Joint Surg.** 1990; v;72: p.266-270.

BOTSFORD, D.J., ESSES S.I.; OGILVIE HARRIS D.J.G. In vivo diurnal variation in intervertebral disc volume and morphology. **Spine**, v19, p.935-40, 1994.

BOVENZI, M.; HULSHOF, C. T. J.. An updated review of epidemiologic studies on the relationship between exposure to whole-body vibration and low back pain (1986 ± 1997). *Int Arch Occup Environ Health.* 1999: p.351-365.

DOLAN, P.; ADAMS, M. Recent advances in lumbar spinal mechanics and their significance for modeling. **Clinical Biomechanics**, v16, suppl.1, p. s8-s16, 2001.

DVORAK, J. et al. Normal motion of the lumbar spine as related to age and gender. **Eur. Spine J.** v.4, p.18-23, 1995.

ENSINK, F.B. et al. Lumbar range of motion: influence of time of day and individual factors on measurements. **Spine**, v2, p.1339-1343, 1996.

FERRARA, N. F.; PRADO, C. P. C. *Caos: uma introdução.* São Paulo, Edgard Blücher, 1994. cap1, p. 15–85.

FISCHER, F. M., et al. Combined effects of environmental and organizational factors on health of shiftworkers of a printing industry. **Shiftwork International Newsletter.** 1997; v. 14: p. 94.

FONSECA, A. **Curso de mecânica**. Rio de Janeiro; Livros Técnicos e Científicos, 1967. v.3, p.604 e v 4, p.446.

FONSECA, A. **Vibrações mecânicas**. Rio de Janeiro; Livros Técnicos e Científicos, 1969. caps. 1-5, p. 3-195.

HAGEDORN, P. **Oscilações não-lineares**. São Paulo; Edgard Blücher, 1984. cap 1, p. 4–61.

HERZOG, W. The Mechanical, neuromuscular, and physiologic effects produced by spinal manipulation. In:____. **Clinical biomechanics of spinal manipulation**. Philadelphia: Churchill Livingstone, 2000. cap 5, p. 191–207.

HOUSE J.S.; et al. Occupational stress and health among factory workers. **J. Health Soc. Behav**, v. 20, p.139- 160., 1979.

KAMAL A.M., ELSOBKY, M.R., PARIS, R. Noise in day and night shifts INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON NIGHT AND SHIFTWORK, 9., 1989.

KARNICKI, C. Relation between hearing acuity and individual diurnal rhythm of body temperature. **Otolaryngol. Pol.** v.43, p.396-400, 1989.

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

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

KITAZAKI, S., GRIFFIN, M. J. A Modal Analysis of Whole-Body Vertical Vibration, Using a Finite Element Model of the Human Body. **Journal of Sound and Vibration**, v.200, n. 1, p.83-103. 1997.

KOLLER M. et al. Combined effects of physical load and noise in diurnal and nocturnal exposure. In: Okada, A.; Manninen, O. **Recent advances in researches on the combined effects of environmental factors**. Kanazawa: Kioei Co., 1987. p.37-58.

LEDSOME J.R. et al. Diurnal changes in lumbar intervertebral distance, measured using ultrasound. **Spine**, v21, n.14, p.1671-1675, 1996.

LEE, M.; KELLY, D. W.; STEVEN, G. P. A Model of Spine, Ribcage and Pelvic Responses to a Specific Lumbar Manipulative Force in Relaxed Subjects. **J. Biomechanics**, v. 28, n 11, p. 1403-1408, 1995.

MARTIN, A. et al. Effect of time of day on force variation in a human muscle. **Muscle Nerve**, v22, p.1380-1387, 1999.

MATSUMOTO, Y.; GRIFFIN, M. J. Modeling the dynamic mechanism associated with the principal resonance of the seated human body. **Clinical Biomechanics**, v.16, Suppl. 1, p. s13-s44, 2001.

MATSUMOTO, Y.; GRIFFIN, M. J. Movement of The Upper-Body of Seated Subjects Exposed to Vertical Whole-Body Vibration at the Principal Resonance Frequency. **Journal of Sound and Vibration**, v.215, n.4, p.746-768, 1998.

McGILL, S. Functional anatomy of the lumbar and thoracic spine. In: HERZOG, W., **Clinical biomechanics of spinal manipulation**. Philadelphia: Churchill Livingstone, 2000. cap. 2, p. 26–49.

MEIROVITCH, L. Damped systems. In:____. **Analytical methods in vibrations**. New York: Macmillan , 1967a. cap 9. p. 388–435.

MEIROVITCH, L. Special concepts for vibration study. In:____. **Analytical methods in vibrations**. New York: Macmillan , 1967b. cap 3. p. 55–72.

MUKHIN V.V. Ritmos circadianos das funções fisiológicas em trabalhadores expostos ao ruído. **Med. Tr. Prom. Ekol.**; v. 7, p.12-15, 1994.

NEETER, F. H. **Atlas de anatomia humana**. 2nd ed. Porto Alegre; Artimed. 2003. 525p.

NICHOLSON, L. Stiffness properties of the human lumbar spine: a lumped parameter model. **Clinical Biomechanics**, v.16., p. 285-292, 2001.

NURMINEN, T.; KURPPA K. Occupational noise exposure and course of pregnancy. **Scand. J. Work Environ. Hlth**, v.15: p.117-24, 1989.

PAAJANEN, H. et al. Diurnal fluid changes of lumbar discs measured indirectly by magnetic resonance imaging. **J. Orthop. Res**, v.12: p.509-514, 1994.

PANKOKE, S.; BUCK, B.; WOELFEL, H. P. Dynamic model of sitting man adjustable to body height, body mass and posture used for calculating internal forces in the lumbar vertebral disks. **Journal of Sound and Vibration**, v.215, n. 4, p. 827-839, 1998

PARKES, K. R. Shiftwork, job type, and the work environment as joint predictors of health-related outcomes. **J. Occup. Health Psychol**, v. 4: p.256-68, 1999.

RUTENFRANZ, et al. Combined effects of shiftwork and environmental hazards (heat, noise, toxic agents). **Arh. Hig. Rada Toksikol**, v. 40 : p.257-276, 1989

RUTENFRANZ, J.; KNAUTH, P; ANGERSBACH, D. Arbeitsmedizinische Feststellungen zu Befindlichkeitsstörungen und Erkrankungen bei Schichtarbeit. **Arbeitsmed. Sozialmed. Präventivmed**, v. 15, p.32-40, 1980. Apud RUTENFRANZ, J.; KNAUTH, P; FISCHER, F.M. **Trabalho em turnos e noturno**. São Paulo; Ed. Hucitec. 1989. p. 58-64.

SANCHEZ-FERRANDIZ, E.J. Trabajo por turnos y ritmos circadianos (II): Desincronosis o “jet leg”, síntomas y estrategias para combatirla. **Med. Seguridad Trabajo**, 1988, v35: p.51-62. 1988.

SEIBT, A. et al. Investigation of the effect of work-dependent noise in combination with shift-work. In: HAIDER, M.; KOLLER, M.; CERVINKA, R., eds. Night and shiftwork: longterm effects and their prevention. Frankfurt am Main, p. 339-346. 1986.

SHABANA, A. **Dynamics of multibody systems**. New York: John Wiley & Sons Inc, 1989. 470p.

SMOLENSKY, M.H.; LAMBERG, L. The body clock guide to better health. New York: Henry Holt, 2000.

SOTOMAYOR, J.. **Lições de equações diferenciais ordinárias**. Rio de Janeiro, Instituto de Matemática Pura e Aplicada, cap 1, p. 3–49, 1979.

TRIANO, J. The Mechanics of spinal manipulation. In: HERZOG, W., **Clinical biomechanics of spinal manipulation**. Philadelphia: Churchill Livingstone, 2000. cap 4, p. 92–190.

WHITE III, A.; PANJABI, M.. Biomechanics A to Z. In:____. **Clinical Biomechanics of the Spine**, 2nd Ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 1990. cap 9. p. 635–696.

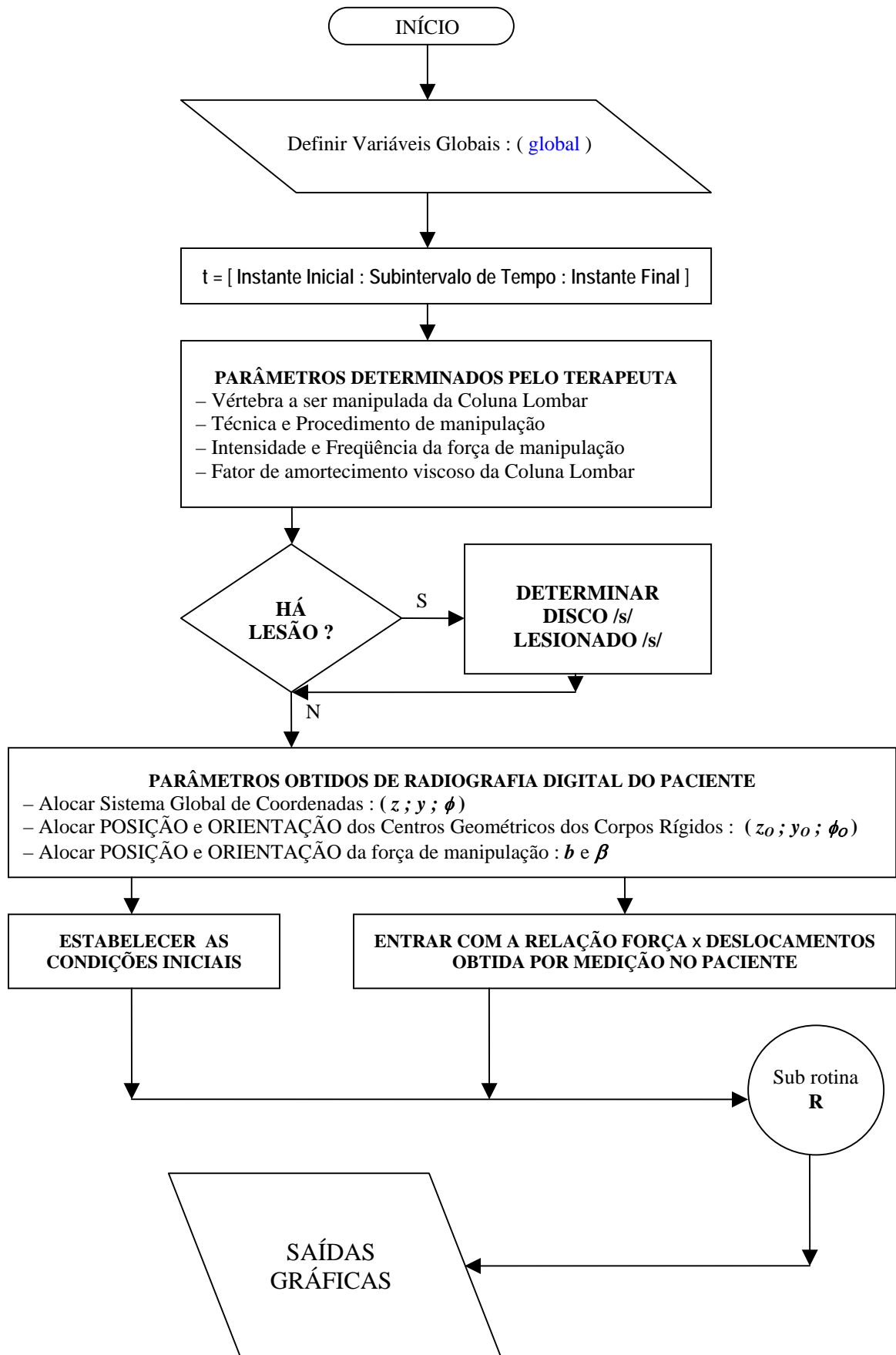
WHITE III, A.; PANJABI, M. Kinematics of the Spine. In:____. **Clinical Biomechanics of the Spine**, 2nd Ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 1990. cap 2. p. 85–126.

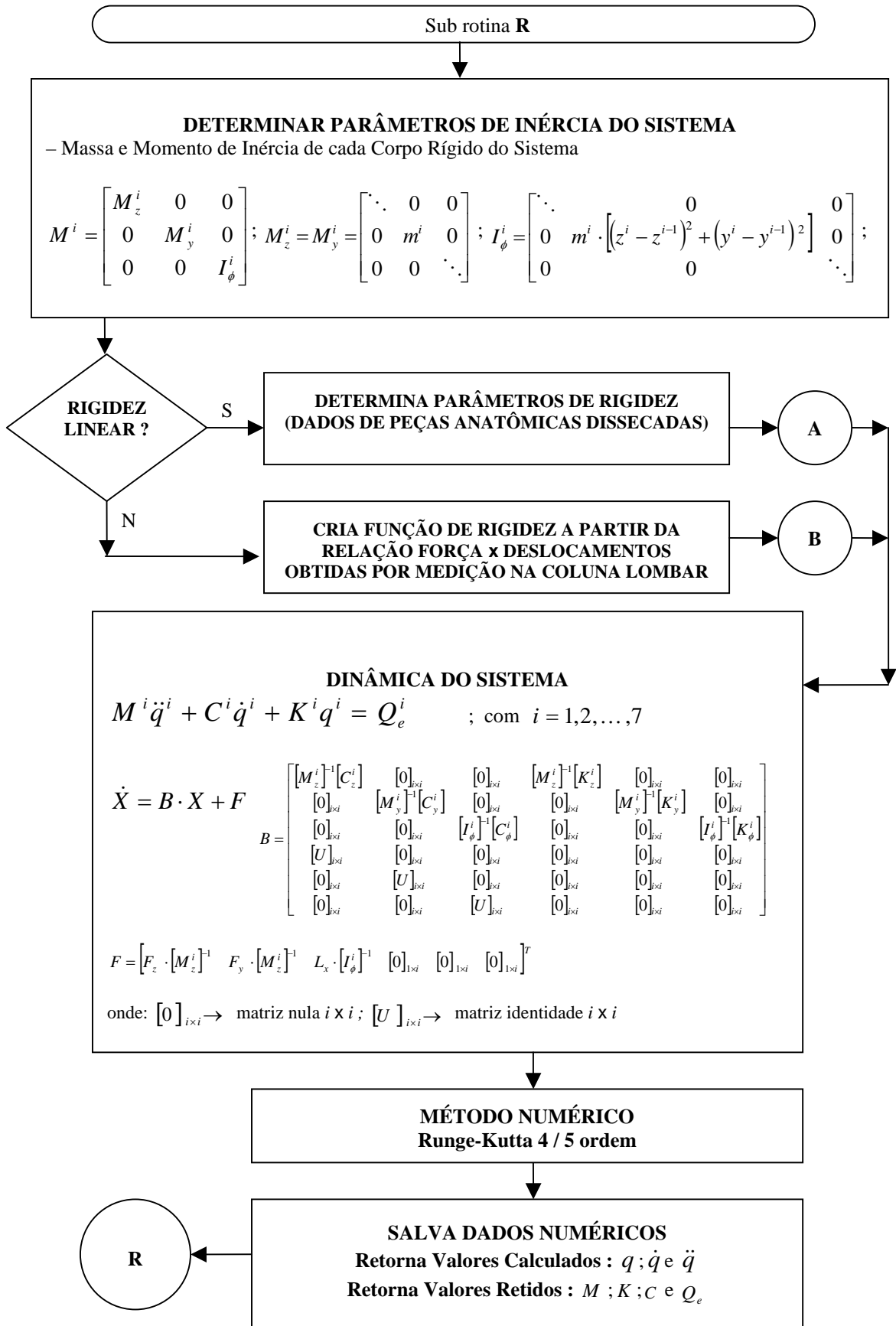
WHITE III, A.; PANJABI, M. Physical Properties and Functional Biomechanics of the Spine. In:____. **Clinical Biomechanics of the Spine**, 2nd Ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 1990. cap 1. p. 1–84.

WHITE III, A.; PANJABI, M. The Lumbar and Lumbosacral Spine (L1-S1). In:____. **Clinical Biomechanics of the Spine**, 2nd Ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 1990. cap 5 part 4. p. 342–361.

WONGWIGWAT, M. et al. Circadian rhythm of the resistance of mice to acute pneumococcal infection. **Infect. Immun.**; v5 : p.442-448, 1972

APÊNDICE A





A

**DETERMINA PARÂMETROS DE RIGIDEZ e VISCOSIDADE
(DADOS DE PEÇAS ANATÔMICAS DISSECADAS)**

$$K^i = \begin{bmatrix} K_z^i & 0 & 0 \\ 0 & K_y^i & 0 \\ 0 & 0 & K_\phi^i \end{bmatrix} ; \quad C^i = \begin{bmatrix} C_z^i & 0 & 0 \\ 0 & C_y^i & 0 \\ 0 & 0 & C_\phi^i \end{bmatrix}$$

$$K_z^i = \begin{bmatrix} k_z^T + k_z^1 & -k_z^1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -k_z^1 & k_z^1 + k_z^2 & -k_z^2 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -k_z^2 & k_z^2 + k_z^3 & -k_z^3 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -k_z^3 & k_z^3 + k_z^4 & -k_z^4 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -k_z^4 & k_z^4 + k_z^5 & -k_z^5 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -k_z^5 & k_z^5 + k_z^6 & -k_z^6 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -k_z^6 & k_z^6 + k_z^P \end{bmatrix}$$

$$K_y^i = \begin{bmatrix} k_y^T + k_y^1 & -k_y^1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -k_y^1 & k_y^1 + k_y^2 & -k_y^2 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -k_y^2 & k_y^2 + k_y^3 & -k_y^3 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -k_y^3 & k_y^3 + k_y^4 & -k_y^4 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -k_y^4 & k_y^4 + k_y^5 & -k_y^5 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -k_y^5 & k_y^5 + k_y^6 & -k_y^6 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -k_y^6 & k_y^6 + k_y^P \end{bmatrix}$$

$$K_\phi^i = \begin{bmatrix} k_\phi^T + k_\phi^1 & -k_\phi^1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -k_\phi^1 & k_\phi^1 + k_\phi^2 & -k_\phi^2 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -k_\phi^2 & k_\phi^2 + k_\phi^3 & -k_\phi^3 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -k_\phi^3 & k_\phi^3 + k_\phi^4 & -k_\phi^4 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -k_\phi^4 & k_\phi^4 + k_\phi^5 & -k_\phi^5 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -k_\phi^5 & k_\phi^5 + k_\phi^6 & -k_\phi^6 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -k_\phi^6 & k_\phi^6 + k_\phi^P \end{bmatrix}$$

$$C_z^i = 2 \cdot \xi \cdot \sqrt{M_z^i \cdot K_z^i} ; \quad C_y^i = 2 \cdot \xi \cdot \sqrt{M_y^i \cdot K_y^i} ; \quad C_\phi^i = 2 \cdot \xi \cdot \sqrt{I_\phi^i \cdot K_\phi^i}$$

B

CRIA FUNÇÃO DE RIGIDEZ NÃO-LINEAR

$$k_{GRO}(x) = k_0 + \frac{d}{dx}(F_{GRO}(x)); \quad k_{DEC}(x) = k_0 + \frac{d}{dx}(F_{DEC}(x)); \quad k(x) = \sqrt{\frac{(k_{GRO}(x))^2 + (k_{DEC}(x))^2}{2}}$$

$$k_z^i = \alpha_z^i \cdot k(x); \quad k_y^i = \alpha_y^i \cdot k(x); \quad k_\phi^i = \alpha_\phi^i \cdot k(x) \quad i = 1, 2, \dots, 6; \quad \alpha_z^1 = 1.0; \quad \alpha_z^2 = 0.8; \quad \alpha_z^3 = 0.7;$$

$$\alpha_z^4 = 0.6; \quad \alpha_z^5 = 0.6; \quad \alpha_z^6 = 0.9; \quad \alpha_y^i = \sqrt{\frac{2 \cdot (k_{ca}^i)^2}{(k_{pa}^i)^2 + (k_{ap}^i)^2}}; \quad \alpha_\phi^i = \sqrt{\frac{2 \cdot (k_{ca}^i)^2}{(k_{pa}^i)^2 + (k_{ap}^i)^2}}$$

$$k_z^T = \frac{k_z^1 + 300000}{2}; \quad k_z^P = \frac{k_z^6 + 200000}{2}; \quad k_y^T = \frac{k_y^1 + 1250000}{2}; \quad k_y^P = \frac{k_y^6 + 300000}{2}; \quad k_\phi^T = \frac{k_\phi^1 + 400}{2}; \quad k_\phi^P = \frac{k_\phi^6 + 700}{2}$$



DETERMINA PARÂMETROS DE RIGIDEZ e VISCOSIDADE (COM APLICAÇÃO DA FUNÇÃO DE RIGIDEZ NÃO-LINEAR)

$$K^i = \begin{bmatrix} K_z^i & 0 & 0 \\ 0 & K_y^i & 0 \\ 0 & 0 & K_\phi^i \end{bmatrix}; \quad C^i = \begin{bmatrix} C_z^i & 0 & 0 \\ 0 & C_y^i & 0 \\ 0 & 0 & C_\phi^i \end{bmatrix}$$

$$K_z^i = \begin{bmatrix} k_z^T + k_z^1 & -k_z^1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -k_z^1 & k_z^1 + k_z^2 & -k_z^2 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -k_z^2 & k_z^2 + k_z^3 & -k_z^3 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -k_z^3 & k_z^3 + k_z^4 & -k_z^4 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -k_z^4 & k_z^4 + k_z^5 & -k_z^5 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -k_z^5 & k_z^5 + k_z^6 & -k_z^6 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -k_z^6 & k_z^6 + k_z^P \end{bmatrix}$$

$$K_y^i = \begin{bmatrix} k_y^T + k_y^1 & -k_y^1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -k_y^1 & k_y^1 + k_y^2 & -k_y^2 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -k_y^2 & k_y^2 + k_y^3 & -k_y^3 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -k_y^3 & k_y^3 + k_y^4 & -k_y^4 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -k_y^4 & k_y^4 + k_y^5 & -k_y^5 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -k_y^5 & k_y^5 + k_y^6 & -k_y^6 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -k_y^6 & k_y^6 + k_y^P \end{bmatrix}$$

$$K_\phi^i = \begin{bmatrix} k_\phi^T + k_\phi^1 & -k_\phi^1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -k_\phi^1 & k_\phi^1 + k_\phi^2 & -k_\phi^2 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -k_\phi^2 & k_\phi^2 + k_\phi^3 & -k_\phi^3 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -k_\phi^3 & k_\phi^3 + k_\phi^4 & -k_\phi^4 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -k_\phi^4 & k_\phi^4 + k_\phi^5 & -k_\phi^5 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -k_\phi^5 & k_\phi^5 + k_\phi^6 & -k_\phi^6 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -k_\phi^6 & k_\phi^6 + k_\phi^P \end{bmatrix}$$

$$C_z^i = 2 \cdot \xi \cdot \sqrt{M_z^i \cdot K_z^i}; \quad C_y^i = 2 \cdot \xi \cdot \sqrt{M_y^i \cdot K_y^i}; \quad C_\phi^i = 2 \cdot \xi \cdot \sqrt{I_\phi^i \cdot K_\phi^i}$$

APÊNDICE B

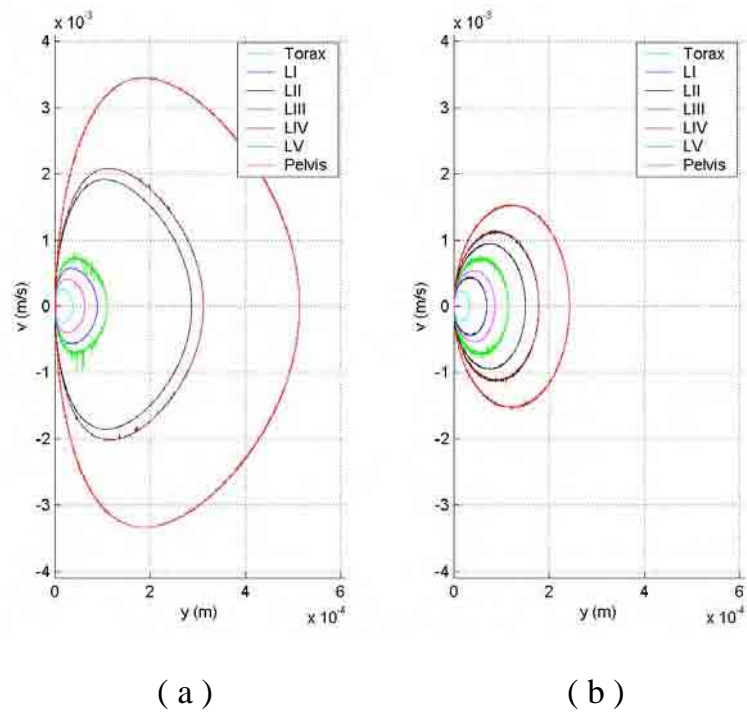


Figura 1 – Plano de fase na direção (y) axial, sob ação de força harmônica (250N e 2Hz). a) sistema com rigidez não-linear, b) sistema com rigidez linear

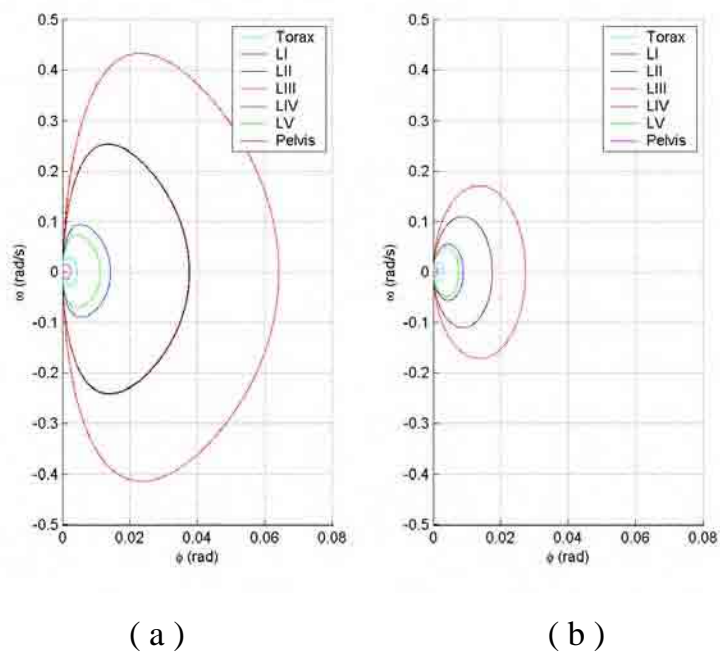


Figura 2 – Plano de fase na rotação (ϕ), sob ação de força harmônica (250N e 2Hz), a) sistema com rigidez não-linear, b) sistema com rigidez linear

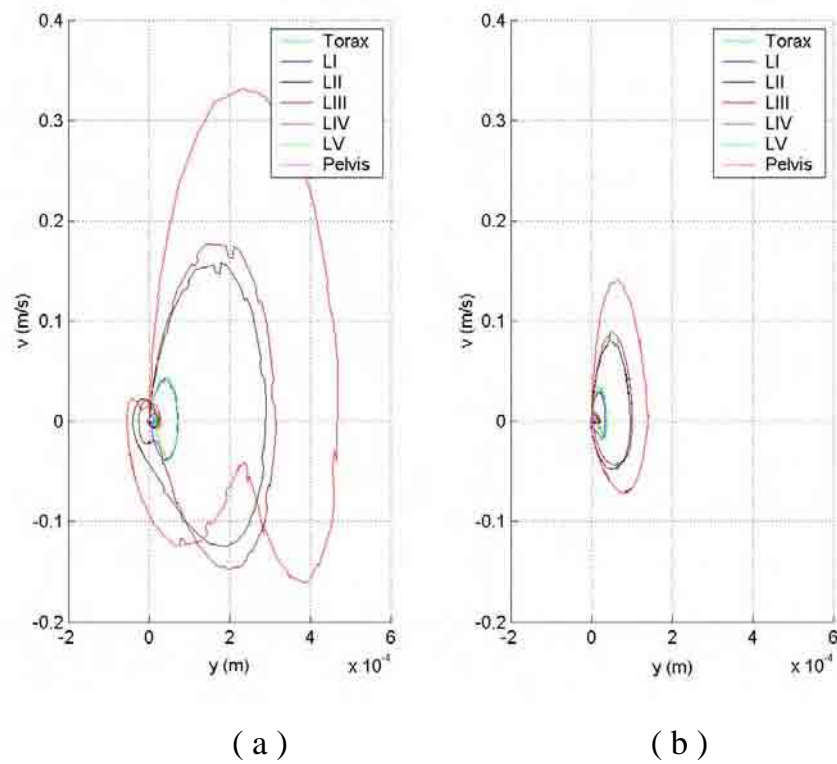


Figura 3 – Plano de fase na direção (y) axial, sob ação de força impulsiva (250N), a) sistema com rigidez não-linear, b) sistema com rigidez linear

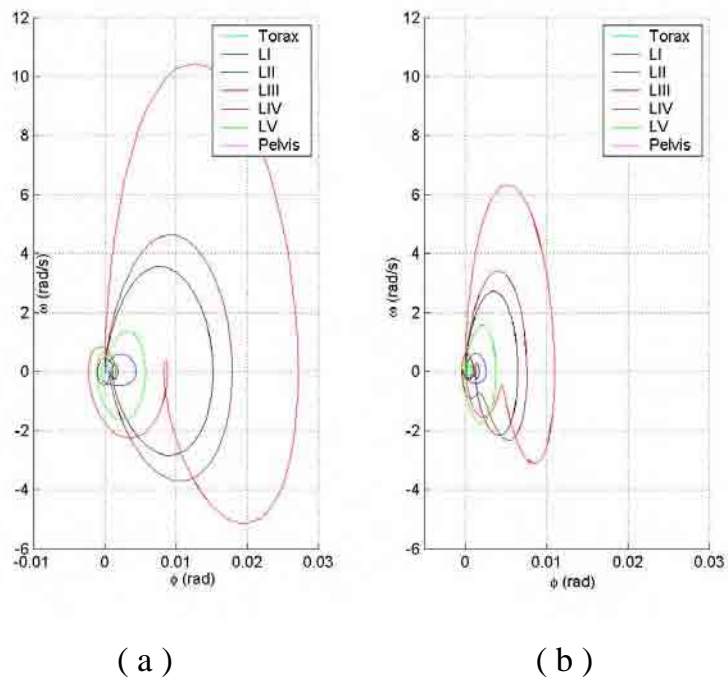


Figura 4 – Plano de fase na rotação (ϕ), sob ação de força impulsiva (250N), a) sistema com rigidez não-linear, b) sistema com rigidez linear.

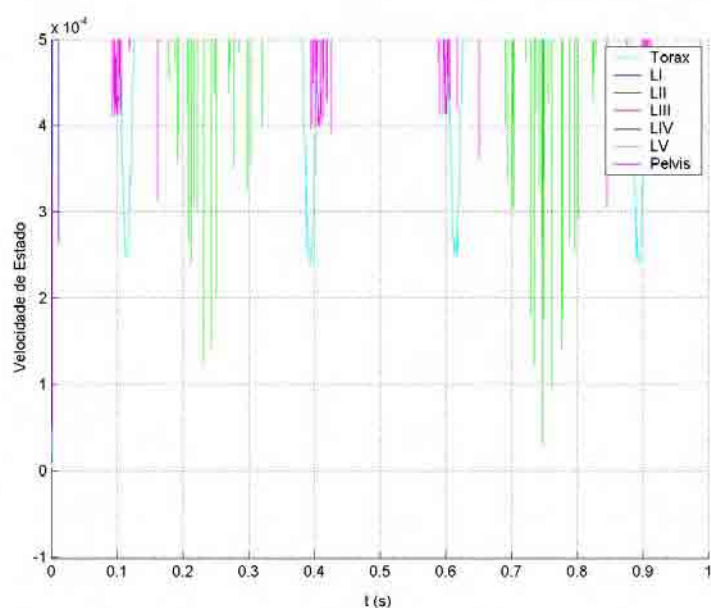


Figura 5 – Sistema com rigidez não-linear; curvas características de velocidades de estado no tempo para a direção (y) axial, sob ação de força harmônica (250N e 2Hz).

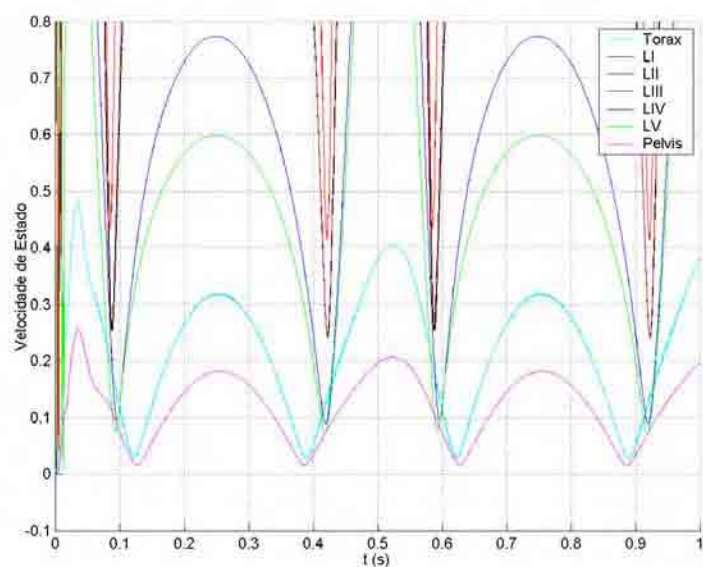


Figura 6 – Sistema com rigidez não-linear; curvas características de velocidades de estado no tempo para a rotação (ϕ), sob ação de força harmônica (250N e 2Hz).

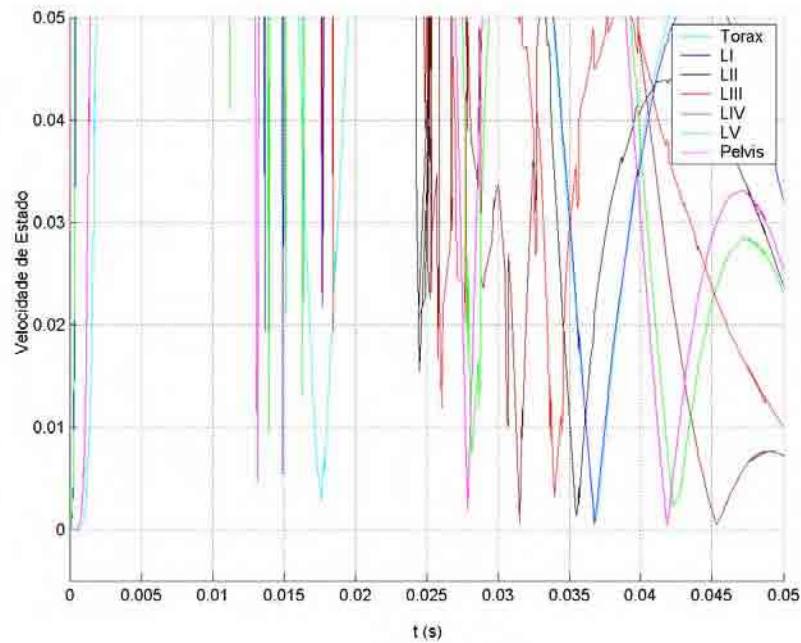


Figura 7 – Sistema com rigidez não-linear; curvas características de velocidades de estado no tempo para a direção (y) axial, sob ação de força impulsiva (250N).

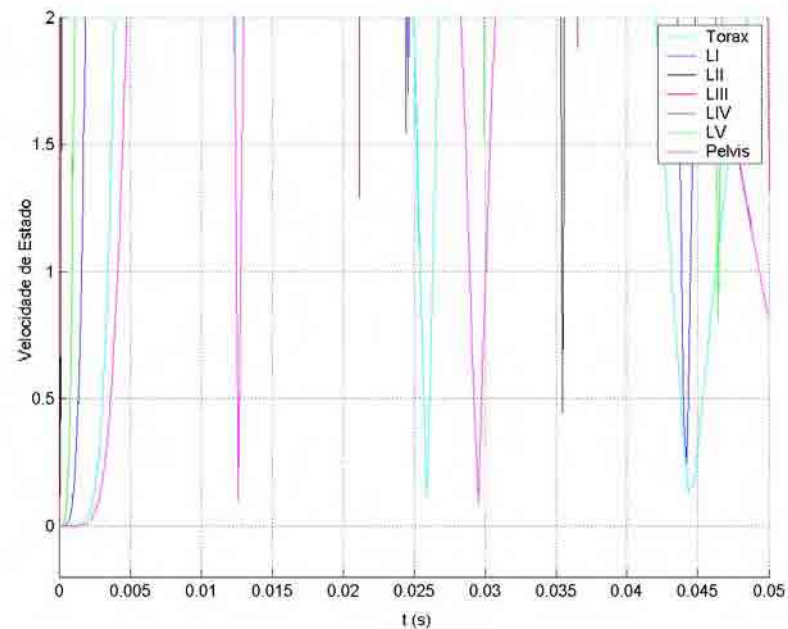


Figura 8 – Sistema com rigidez não-linear; curvas características de velocidades de estado no tempo para a rotação (ϕ) , sob ação de força impulsiva (250N).