

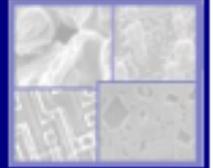


PUCRS

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
PRO-REITORIA DE PESQUISA E POS-GRADUAÇÃO

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA E
TECNOLOGIA DE MATERIAIS**

Faculdade de Engenharia
Faculdade de Física
Faculdade de Química



PGETEMA

**PRÓTESE PARA SUBSTITUIÇÃO TOTAL DE DISCO
INTERVERTEBRAL: DESENVOLVIMENTO DE MODELO
COMPUTACIONAL, ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS E
ENSAIOS EXPERIMENTAIS.**

TIAGO NUNES CAMPELLO
ENGENHEIRO MECÂNICO

**DISSERTAÇÃO PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE EM
ENGENHARIA E TECNOLOGIA DE MATERIAIS.**

Porto Alegre, novembro de 2007

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL

**PRÓTESE PARA SUBSTITUIÇÃO TOTAL DE DISCO
INTERVERTEBRAL: DESENVOLVIMENTO DE MODELO
COMPUTACIONAL, ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS E
ENSAIOS EXPERIMENTAIS.**

**TIAGO NUNES CAMPELLO
ENGENHEIRO MECÂNICO**

**Orientador: Prof. Dr. Isaac Newton Lima da Silva
Co-orientador: Prof. Dr. João Carlos Pinheiro Beck**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia e Tecnologia de Materiais da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Engenharia e Tecnologia de Materiais.

Porto Alegre, novembro de 2007

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Isaac Newton Lima da Silva

**Programa de Pós-Graduação em Engenharia e Tecnologia de Materiais
Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul**

Prof. Dr. João Carlos Pinheiro Beck

**Programa de Pós-Graduação em Engenharia e Tecnologia de Materiais
Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul**

Prof. Dr. Afrane Serdeira

**Serviço de Ortopedia e Traumatologia – Hospital São Lucas
Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul**

Prof. Dr. Carlos Alexandre dos Santos

**Programa de Pós-Graduação em Engenharia e Tecnologia de Materiais
Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul**

Prof. Dr. Ney Francisco Ferreira

**Programa de Pós-Graduação em *Design*
Universidade Federal do Rio Grande do Sul**

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Isaac Newton Lima da Silva, pela dedicação e atenção prestada, sempre tornando dos estudos e assuntos mais complexos, uma caminhada suave e tranqüila de sabedoria.

Ao Prof. Dr. João Carlos Pinheiro Beck pelo apoio, principalmente, durante a fase de anteprojeto do trabalho.

Ao Dr. Marcelo Simões, um grande colega de trabalho e estudos, apoio inestimável para o entendimento da biomecânica e anatomia da coluna. Sempre disposto a ajudar, o seu papel foi fundamental neste trabalho.

Ao Dr. Paulo Dutra, que me ajudou na fase inicial deste trabalho, sendo importante para a viabilidade deste projeto.

À minha amada esposa Letícia Sefrin, que sempre ficou do meu lado nos momentos complicados desta jornada. Poucas palavras ajudam a descrever o seu papel em minha vida, mas durante o mestrado, sem dúvida, a sua ação mais importante foi a compreensão.

Aos meus pais, Marco Antônio Campello e Ligia Maria Campello, presenças marcantes nas minhas principais conquistas.

A todos os colegas do mestrado, professores e funcionários do PGETEMA.

RESUMO

A artroplastia de coluna vertebral vem se consolidando a cada dia, como uma alternativa para os problemas de degeneração de disco intervertebral de coluna. Porém, a artrodese ainda é a técnica mais utilizada como solução para problemas relacionados à degeneração de disco intervertebral de coluna, mesmo que pesquisas clínicas atuais demonstrem que os resultados obtidos com a aplicação desta técnica não são satisfatórios a médio e longo prazo [18]. No Brasil, a aplicação de técnicas de artroplastia ainda é muito restrita, principalmente quando se trata de cirurgias em pacientes que fazem parte da população de classe baixa e média, pois as próteses para artroplastia existentes no mercado são importadas e possuem altos preços. Por isso, realizou-se o desenvolvimento de uma prótese para substituição total de disco intervertebral, com objetivo de, utilizando tecnologia nacional, tornar a sua fabricação viável, e, conseqüentemente, com custos reduzidos.

A metodologia de desenvolvimento deste trabalho iniciou-se com o projeto assistido por computador, sendo fundamental a análise por elementos finitos do modelo computacional da prótese. Durante as simulações virtuais, foram realizados ensaios estáticos de compressão axial e compressão/cisalhamento, onde se observou que a prótese apresentou resultados de resistência mecânica acima do necessário para o uso pretendido. Estes ensaios demonstraram a viabilidade da fabricação de amostras para a realização dos ensaios experimentais de compressão axial estática.

Por sua vez, os ensaios experimentais apresentaram um bom padrão de repetibilidade entre as diferentes amostras, denotando a qualidade dos trabalhos realizados, bem como a uniformidade geométrica e dimensional obtida na fabricação das amostras. Os ensaios experimentais apresentaram resultados muito próximos aos encontrados nas simulações computacionais, tornando-se possível validar os

trabalhos realizados por elementos finitos, e confirmando que a prótese desenvolvida possui resistência mecânica acima do necessário.

ABSTRACT

The spinal arthroplasty is an alternative for the problems of degeneration disc disease that, to each day, is more frequently used. However, arthrodesis is still the most used technique as solution for problems related to the degeneration disc disease, exactly that current clinical research demonstrates that the obtained results with the application of this technique are not satisfactory in the medium and long period [18]. In Brazil, the application of arthroplasty techniques is restricted, mainly when we speak of surgeries in patients who are part of the poor population, therefore the existing prostheses in the market are mattered and they have high prices. Therefore, in the current work was developed a total disc replacement prosthesis, with objective to become viable its manufacture with national technology to reduce costs and consequently the final prices.

The methodology of development of this work was initiated with the computer aided project, being basic the analysis for finite elements of the computational model of prosthesis. During the virtual simulations, static testings of axial compression and compression/shear were carried through, where it was observed that prosthesis presented mechanical resistance above the necessary one for the intended use. These assays have demonstrated the viability of the manufacture of samples for the accomplishment of the experimental assays of static axial compression.

In turn, the experimental assays have presented a good standard of repeatability between the different samples, having denoted the quality of the works, as well as gotten the geometric and dimensional uniformity in the manufacture of the samples. The experimental assays have presented near results to the ones found in the computational simulations, becoming possible to validate the works carried through for finite elements, and confirming that developed prosthesis possess mechanical resistance above of the necessary.

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS	4
RESUMO	5
ABSTRACT	7
SUMÁRIO	8
LISTA DE FIGURAS	10
LISTA DE TABELAS	14
LISTA DE ABREVIATURAS	15
1 INTRODUÇÃO	16
1.1 Objetivo Geral	18
1.2 Objetivos Específicos	18
2 REVISÃO DA LITERATURA	19
2.1 A Coluna Vertebral	19
2.1.1 Curvaturas Vertebrais.....	20
2.1.2 Anatomia de uma Vértebra Típica	23
2.1.2.1 Corpo Vertebral	24
2.1.2.2 Arco Vertebral	24
2.1.2.3 Processos Articulares.....	26
2.1.2.4 Articulações Zigapofisárias.....	27
2.1.2.5 Forames Intervertebrais	28
2.1.3 Disco Intervertebral	28
2.1.4 Ligamentos da Coluna Vertebral	30
2.1.5 Nervos Espinhais	32
2.1.6 Os Músculos na Função da Coluna Vertebral	33
2.1.6.1 Músculos Intersegmentares	33
2.1.6.2 Músculo Quadrado Lombar	34
2.1.6.3 Músculos Multifídeos	34
2.1.6.4 Músculo Eretor da Coluna	34
2.2 Estabilidade da Coluna Vertebral	35
2.3 Coluna Lombar	36
2.4 Mecanismos das Dores Discogênicas	37
2.4.1 Compressão das Raízes Nervosas	38
2.4.2 Irritação Química	38
2.4.3 Dores Discogênicas sem Irritação ou Compressão de Nervos	39
2.5 A Evolução dos Tratamentos para as Dores de Discogênicas	39
2.5.1 Fusão Intervertebral	40
2.5.2 Discos Intervertebrais Artificiais	42
2.5.3 Fixação Parcial.....	42
2.5.4 Artroplastia - A Evolução das Prótese Totais de Disco	43
2.6 Indicações para Substituição Total de Disco	48
2.7 Biomecânica da Coluna Vertebral	49

2.8 Tecido Ósseo	55
2.9 Biomateriais	60
2.9.1 Biocompatibilidade	63
2.9.2 Materiais Bioinertes	63
2.9.3 Materiais Biorreativos	63
2.9.4 Materiais Bioativos	65
2.9.5 Bioadesão	65
2.9.6 Recobrimentos Superficiais.....	66
2.10 Falhas em Implantes Ortopédicos	67
2.10.1 Conceito de Falha	67
2.10.2 Modos de Falha.....	68
2.11 Biomecânica Computacional	69
2.12 O Método dos Elementos Finitos	70
2.12.1 Exemplo de Aplicação - Caso Simplificado	72
2.12.2 Matriz de Rigidez.....	73
2.12.3 Matriz de Rigidez para o Exemplo de Aplicação	77
2.12.4 Condições de Contorno.....	78
2.12.5 Considerações Finais sobre o Método dos Elementos Finitos	79
3 MATERIAIS E MÉTODOS	80
3.1 Desenvolvimento do Modelo em CAD	80
3.2 Seleção dos Materiais para o Modelo em CAD	80
3.2.1 Polietileno de Altíssimo Peso Molecular - UHMWPE	81
3.2.2 Liga de Cobalto (Cobalto, 28%-Cromo e 6%-Molibdênio)	83
3.3 Ensaios Biomecânicos Virtuais	86
3.4 Fabricação da Prótese e Ensaios Biomecânicos Experimentais	87
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES	90
4.1 Desenvolvimento da Prótese Total de Disco	90
4.2 Ensaios Virtuais de Compressão Axial Estática	102
4.3 Ensaios Virtuais de Compressão/Cisalhamento Estático	113
4.4 Ensaios Experimentais de Compressão Axial Estática	117
5 CONCLUSÕES	121
5.1 Propostas para Trabalhos Futuros	122
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	123

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.	Coluna Vertebral (FONTE: [7])	20
Figura 2.	Curvatura da coluna vertebral do adulto normal em perfil (FONTE: [7])	21
Figura 3.	Lordose - Cifose (FONTE: [7]).....	22
Figura 4.	Escoliose em vista posterior (FONTE: [7]).	23
Figura 5.	Estrutura de uma vértebra típica, demonstrando as duas partes principais (FONTE: [7]).....	24
Figura 6.	Vértebra típica em vista superior (FONTE: [7])	25
Figura 7.	Vértebra típica - processos articulares (FONTE: [7]).....	26
Figura 8.	Articulações zigapofisárias e forames intervertebrais (FONTE: [7])	27
Figura 9.	Disco intervertebral (FONTE: [7])	28
Figura 10.	Anel fibroso (FONTE: [9]).....	29
Figura 11.	Segmento motor de coluna apresentando ligamentos (FONTE: [26])....	31
Figura 12.	Vista em corte - nervos espinhais e demais estruturas (FONTE: [3]).....	32
Figura 13.	Vista representativa dos músculos intersegmentares (FONTE [9]).....	33
Figura 14.	Representação do deslocamento de uma vértebra em flexão (FONTE: [9])	35
Figura 15.	Coluna artificial representando uma configuração para fixação de segmento motor (FONTE: [10]).....	41
Figura 16.	Prótese SB Charité™. Primeira geração, ou SB Charité I (A), segunda geração, ou SB Charité II (B) e o atual modelo da SB Charité, ou SB Charité III (C) (FONTE: [18])	45
Figura 17.	Terceira geração da Acroflex™ (FONTE: [18]).....	46
Figura 18.	Modelo da prótese ProDisc™ (FONTE [18])	47
Figura 19.	Prótese de disco projetada por Kostiuik incorpora o conceito de dobradiça, contendo duas molas para promover movimento (FONTE: [18])	48
Figura 20.	Resultado da aplicação de força (FONTE: [29]).....	50
Figura 21.	Cargas básicas atuando em um segmento motor (FONTE: [22]).....	50
Figura 22.	Comportamento típico de um segmento motor em carga - deslocamento (FONTE: [29]).....	51
Figura 23.	Centros de rotação aproximados da coluna lombar (FONTE: [22]).....	52

Figura 24.	Conceito de três pilares. Segmento intacto (A), coluna anterior ou pilar anterior (B), coluna média ou pilar médio (C) e coluna posterior ou pilar posterior (D) (fonte: [29])	54
Figura 25.	Arquitetura típica das trabéculas do osso esponjoso humano (FONTE: [28])	58
Figura 26.	Esquema estrutural do osso cortical, mostrando a organização das lamelas e a formação dos sistemas haversianos (FONTE: [28]).....	59
Figura 27.	Treliça isostática plana (FONTE: [2])	72
Figura 28.	Esquemática da distribuição de forças e deslocamentos em uma barra de treliça genérica (FONTE: [2])	73
Figura 29.	Esquemática das forças e deslocamentos (FONTE: [2])	77
Figura 30	Microestruturas de ligas a base de cobalto com alta resistência ao desgaste. (A) Liga Haynes 6B. (B) Liga Triballoy. Aumento de 500x (FONTE: [23]).....	84
Figura 31	Amostras fabricadas para os ensaios de compressão. (A) Dispositivos de teste. (B) Flange inferior e superior, e em (C) o núcleo da prótese... 87	
Figura 32.	Máquina Universal de Ensaio utilizada durante os trabalhos experimentais	88
Figura 33.	Configuração dos ensaios experimentais.....	89
Figura 34.	Modelo da prótese em vista isométrica (A), vista frontal (B) e em vista lateral (C)	90
Figura 35.	Medidas (em milímetros) básicas médias do corpo vertebral de uma L2. Ilustração simplificada (FONTE: [7]).....	92
Figura 36.	Características geométricas e dimensionais básicas para o flange superior e inferior da prótese (medidas em milímetros)	92
Figura 37.	Âncoras da superfície externa do flange superior e do flange inferior....	93
Figura 38.	Características dimensionais das âncoras de fixação (medidas em milímetros).....	94
Figura 39.	Ilustração esquemática da prótese de disco entre duas vértebras em vista lateral. Cota dimensional “x” indicando a distância da âncora central à borda do corpo vertebral, evitando-se romper a borda do platô da vértebra	94
Figura 40.	Superfícies internas dos flanges. Pode-se observar a concavidade existente no flange superior (A). Flange inferior com guarnição circular com interior plano (B)	95
Figura 41.	Núcleo da prótese de disco em vista frontal (A) e em vista superior (B)	96
Figura 42.	Características geométricas e dimensionais da superfície interna do flange superior.....	97

Figura 43. Prótese em configuração de movimento em curvatura lateral (vista frontal). Amplitude total do movimento angular igual a 10°	97
Figura 44. Prótese em configuração de movimento em flexão-extensão (vista lateral). Amplitude total do movimento angular igual a 10°	98
Figura 45. Diferença entre os diâmetros do núcleo e da guarnição do flange inferior.	99
Figura 46. Translação do núcleo dentro da guarnição em vista lateral da prótese. Pode-se verificar o movimento relativo entre a linha de centro do flange e a linha de centro do núcleo (flexão-extensão).....	99
Figura 47. Altura total da prótese discal em vista frontal (posição neutra)	100
Figura 48. Prótese total de disco em vista lateral (posição neutra)	100
Figura 49. Modelo da prótese exportado para ambiente CAD	101
Figura 50. Configuração inicial para os ensaio virtuais	102
Figura 51. Dados dos materiais inseridos no <i>Ansys</i>	103
Figura 52. Condições de contorno para o ensaio virtual de compressão axial estática	104
Figura 53. Regiões de contato no modelo em CAE	105
Figura 54. Malha gerada para simulação virtual de compressão	106
Figura 55. Estado de tensões principais de <i>von Mises</i> para um cubo infinitesimal	107
Figura 56. Tensão equivalente máxima gerada na prótese.....	108
Figura 57. Histórico de convergência da simulação	109
Figura 58. Refinamento da malha no núcleo da prótese para o resultado final.....	110
Figura 59. Maior refinamento da malha na região de contato com o flange superior	111
Figura 60. Tensão equivalente gerada pela força máxima suportada pelo núcleo da prótese	111
Figura 61. Raio de suavização inserido no flange superior	112
Figura 62. Tensão equivalente nos flanges. Um valor máximo verificado de 59,63 MPa, para uma tensão de escoamento do material igual à 450 MPa ..	113
Figura 63. Condições de contorno para o ensaio virtual de compressão/cisalhamento	114
Figura 64. Tensão equivalente gerada pela força de compressão/cisalhamento de 500 N.....	115
Figura 65. Tensão equivalente gerada pela força de compressão/cisalhamento de 735 N.....	116
Figura 66. Amostra da prótese para o ensaio de compressão sem âncoras nas faces externas	117

Figura 67. Amostras dos flanges da prótese e dispositivos de teste após ensaios. Flanges apresentando superfícies de contato com núcleo intactas	118
Figura 68. Amostra de núcleo, apresentando deformação de 50% da sua altura inicial	118
Figura 69. Gráfico de força x deformação para os ensaio de compressão	119

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Amplitude de movimentos para segmentos individuais de coluna (FONTE: [29]).....	53
Tabela 2. Tipos de materiais para implantes	61
Tabela 3. Requisitos para o pó de UHMWPE para uso médico (FONTE: [1])	62
Tabela 4. Requisitos para o UHMWPE já compactado para uso médico (FONTE: [1]).....	63
Tabela 5. Composição química da liga de cobalto para uso médico (FONTE: [1]).	85
Tabela 6. Características mecânicas da liga de cobalto para uso médico (FONTE: [1])	87
Tabela 7. Propriedades mecânicas das amostras do núcleo.....	119

LISTA DE ABREVIATURAS

SUS	Sistema Único de Saúde
CAD	<i>Computer Aided Design</i>
CAE	<i>Computer Aided Engineering</i>
DDD	Doença Degenerativa Discal
PTH	Paratormônio
HGH	Hormônio do crescimento
MEF	Método dos Elementos Finitos
F	Força
d	Deslocamento
S	Seção transversal
E	Módulo de elasticidade
L	Comprimento
k	Matriz de rigidez
UHMWPE	<i>Ultra-High Molecular Weight Polyethylene</i>
ASTM	<i>American Society for Testing and Materials</i>
CETEMP	Centro Tecnológico de Mecânica de Precisão
SENAI	Serviço Nacional de Aprendizagem para a Indústria
AISI	<i>American Iron and Steel Institute</i>
σ_e	Tensão de escoamento
σ_1	Tensão máxima
σ_2	Tensão média
σ_3	Tensão mínima
σ_r	Tensão de ruptura do material
σ_f	Tensão de resistência à fadiga
σ_m	Tensão média de fadiga
$\sigma_{m\acute{a}x}$	Tensão máxima no componente
$\sigma_{m\acute{i}n}$	Tensão mínima no componente
σ_a	Tensão alternada
FDA	<i>Food and Drug Administration</i>

1 INTRODUÇÃO

A idéia de um disco intervertebral artificial não é nova. O campo de estudos sobre próteses para artroplastia de coluna está se desenvolvendo, ao passo que novas tecnologias na área de materiais e engenharia médica são desenvolvidas ou adotadas, para o surgimento de novos projetos [18].

Principalmente a partir de 1980, diversas técnicas de instrumentação de coluna vertebral foram desenvolvidas e aplicadas em pacientes pelo mundo. Na década subsequente, houve um refinamento dos métodos cirúrgicos e um crescimento focado, principalmente, em técnicas minimamente invasivas. Apesar destes avanços, remanesceu uma disparidade entre os métodos desenvolvidos, juntamente com seus resultados, em relação aos resultados que seriam ideais para os pacientes [18].

Atualmente, a grande parte dos problemas relacionados à coluna ocorre devido à degeneração do disco intervertebral. As principais técnicas cirúrgicas existentes têm em comum a realização de dissecção total do nível comprometido, para obter como resultado posterior, a fusão dos níveis vertebrais correlacionados. Estas técnicas são denominadas na literatura médica como artrodese, e permitem um acesso direto ao espaço intervertebral, tanto via anterior como posterior, para que seja possível a remoção dos tecidos que estão causando dor. A fusão intervertebral também proporciona a estabilidade do segmento motor anteriormente afetado ou instável [18].

Todavia, estes aspectos positivos são questionados pela grande maioria dos cirurgiões. Observa-se que, em geral, de 48% a 89% dos pacientes submetidos

à dissectomia total com posterior fusão intervertebral apresenta, no início do tratamento pós-operatório, um significativo alívio nas dores. Porém, a dor retorna de forma diretamente proporcional ao passar do tempo, sendo que, nos dez primeiros anos depois de realizada a cirurgia, 50% a 60% dos pacientes irão sentir novamente fortes dores relacionadas à coluna vertebral [30].

A fusão intervertebral, como já citado, se baseia na remoção total do tecido discal “doente”, permitindo a estabilização do segmento motor comprometido. Mas certamente esta técnica fará com que o paciente, além de correr o risco de vir a sofrer de novas dores, perca sua qualidade de vida logo após a intervenção cirúrgica. Devido à fusão intervertebral, como a própria expressão supõe, o paciente terá uma sensível redução nos movimentos da coluna vertebral, pois o segmento motor do nível operado foi eliminado, não permitindo movimentos relativos entre suas articulações. Este aspecto é de extrema importância para que ocorra a artrodese, que é o resultado esperado na aplicação desta técnica cirúrgica [30].

Para que haja a obtenção de resultados mais satisfatórios para a cirurgia, não somente em relação ao alívio das dores causadas pela degeneração do disco intervertebral, mas também em relação à qualidade de vida proporcionada ao paciente no pós-operatório, o desenvolvimento de próteses que preservem ou restaurem a funcionalidade do segmento motor problemático irá se constituir no próximo e expressivo avanço na área de cirurgia de coluna, que é chamado de artroplastia de coluna vertebral [18].

No mercado internacional, já se encontram à disposição modelos de próteses para artroplastia de coluna cervical e lombar. Porém, no Brasil, sabe-se que, atualmente, a população de classe baixa e média, principalmente as pessoas que utilizam o SUS (Sistema Único de Saúde), não tem acesso a este recurso, pois estas próteses são comercializadas com preços impraticáveis para planos de saúde populares, e a fabricação de uma prótese para artroplastia de coluna com tecnologia nacional certamente facilitaria o acesso da maioria da população a este tipo de solução.

O campo de estudos sobre artroplastia de coluna é bastante importante e promissor. O desenvolvimento de novos projetos e a pesquisa para definição do papel definitivo da substituição total de disco, dentro do universo de alternativas

cirúrgicas para patologias de disco, deve ser o foco dos trabalhos a serem desenvolvidos [18].

1.1 Objetivo Geral

Estabelecer uma metodologia de desenvolvimento de produto em um projeto de prótese para substituição total de disco intervertebral. Para isto, serão utilizadas ferramentas computacionais e experimentais durante o trabalho.

1.2 Objetivos Específicos

- ⇒ Desenvolvimento de um modelo de prótese para substituição total de disco de coluna lombar, utilizando como ferramenta de desenho, programa de *Computer Aided Design (CAD)*.
- ⇒ Análise do comportamento mecânico da prótese quando submetida a esforços de compressão e compressão/cisalhamento estáticos por meio de programa de *Computer Aided Engineering (CAE)*, que utiliza o Método dos Elementos Finitos para solução dos cálculos, aplicando nas simulações virtuais as condições de contorno propostas pelas normas internacionais vigentes.
- ⇒ Apresentação da metodologia aplicada para a realização de ensaios experimentais de compressão estática, bem como os resultados obtidos, para que estes sejam comparados com os resultados dos trabalhos computacionais, procurando validar as simulações realizadas através do *software* de CAE.

5. CONCLUSÕES

Desde a sua concepção, o desenvolvimento do modelo da prótese de disco foi realizado em ambiente CAD. Isto foi extremamente importante para o projeto, pois através desta metodologia, pôde-se facilmente visualizar e avaliar o modelo da prótese em cada etapa do desenvolvimento de seus componentes, inclusive proporcionando o melhor entendimento da equipe médica durante a fase inicial do modelo, o que foi fator decisivo para o início das atividades.

A utilização de modelos CAD também é um pré-requisito para a geração do programa de usinagem por CAM (*Computer Aided Manufacturing*), necessário para a usinagem de peças complexas, como é o caso dos flanges da prótese.

A avaliação mecânica da prótese, primeiramente realizada através das simulações computacionais no *AnsysTM*, demonstrou que esta possui resistência mecânica acima do necessário para a aplicação pretendida. Estes resultados computacionais foram fundamentais para que fosse viabilizada a fabricação das amostras de prótese, para realização dos ensaios mecânicos experimentais de compressão axial estática.

Os ensaios experimentais, que assim como as simulações virtuais, seguiram as recomendações da norma ASTM F 2346-05 "*Standard Test Methods for Static and Dynamic Characterization of Spinal Artificial Discs*", apresentaram resultados que demonstram a qualidade mecânica da prótese, confirmando que o modelo desenvolvido resiste a esforços mecânicos acima do que é necessário para

a sua aplicação. Isto não se deve apenas pelas características geométricas e dimensionais do modelo, mas pela escolha adequada dos materiais.

A boa repetibilidade dos resultados entre as diferentes amostras denota que a metodologia adotada para a montagem do aparato experimental foi confiável, e que a fabricação das amostras seguiu as especificações de projeto.

Além disso, comparando-se os resultados encontrados nas simulações virtuais com os resultados experimentais, pode-se afirmar que, pela proximidade dos valores obtidos, que o modelo finito desenvolvido e apresentado neste trabalho foi validado, assim como a metodologia de desenvolvimento do produto.

5.1 Propostas para Trabalhos Futuros

Sabe-se que a fadiga é uma das causas de falha mais críticas em prótese para substituição total de disco [8], por isso, propõe-se como trabalho futuro, o desenvolvimento de análise virtual e experimental da vida em fadiga deste modelo de prótese, seguindo as recomendações da norma ASTM F2423-05 *“Standard Guide for Functional, Kinematic and Wear Assessment of Total Disc Prostheses”*.

Outra proposta para um desenvolvimento futuro é a fabricação dos flanges da prótese em material mais leve como, por exemplo, uma liga titânio ou até mesmo um polímero de engenharia, pois os flanges de liga de cobalto demonstraram, durante todo o trabalho, que estão extremamente superdimensionados, e que podem ter seu peso reduzido sem comprometer as características mecânicas da prótese, desde que sejam observadas as características de atrito superficial em relação ao núcleo de polietileno de altíssimo peso molecular.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] ASTM. **American Society for Testing and Materials: Medical Devices, Emergency and Medical Services.** Conshohocken: ASTM International, vol. 13.01, 2007.
- [2] ASSAN, A. E. **Método dos Elementos Finitos: Primeiros Passos.** 2 ed. Campinas: Editora da UNICAMP, 2003.
- [3] ADAMS, M. A.; DOLAN, P. Spine Biomechanical. **Journal Of Biomechanical,** Bristol, n. 38, p. 1972-1983, 2005.
- [4] ADAMS, V.; ASKENAZI, A. **Building Better Products with Finite Element Analysis.** 1 ed. Santa Fe: Onword Press., 1999.
- [5] APLEY, A. **Ortopedia e Fraturas em Medicina de Reabilitação.** São Paulo: Atheneu, 1998.
- [6] BENTO, C. A. **Estudo da Interface Ti-6Al-4V/TiO₂ por Microscopia Eletrônica de Varredura.** Originalmente apresentada como dissertação de mestrado. Universidade de São Paulo. São Carlos, 2000.
- [7] BONTRAGER, K. L. **Tratado de Técnica Radiológica: Base Anatômica.** 4 ed. Sant Louis: Guanabara Koogan., 1997.
- [8] BOYCE, Mary C. **Mechanical of Plastics and Plastics Composites.** In: Congresso de Engenharia Mecânica da Sociedade Americana de Engenharia Mecânica. San Francisco: [s.n], 1995.

- [9] CAILLIET, R. **Síndrome da Dor Lombar**. 5 ed. Porto Alegre: Artmed., 2001.
- [10] COLORADO SPINE INSTITUTE. <http://www.coloradospineinstitute.com> - Acessado em junho de 2006.
- [11] COUGHLAN, J. J.; HUG, D. P. **Encyclopedia of Polymer Science and Engineering**. v. 6. New York: John Wiley & Sons., 1996.
- [12] COX, J. M. **Dor Lombar: Mecanismo, Diagnóstico e Tratamento**. 6 ed. São Paulo: Manole, 2002.
- [13] CHANDRUPATLA, T. R. **Introduction to Finite Elements in Engineering**. New Jersey: Prentice Hall, 1997.
- [14] DE SOUZA, A. R. B. **Ensaio Virtuais e Biomecânicos em Implantes para a Coluna Vertebral**. Originalmente apresentada como dissertação de mestrado. Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul. Porto Alegre, 2005.
- [15] DECHANDT, S. T. **Caracterização de Filmes Duros de Carbono Amorfo DLC Depositados em Polietileno de Peso Molecular Ultra-Alto Empregado em Prótese Ortopédicas**. Originalmente apresentada como dissertação de mestrado. Universidade Federal do Paraná. Curitiba, 2005.
- [16] FANTIGROSSI, A. et al. Biomechanical Analysis of Cages for Posterior Lumbar Interbody Fusion. **Medical Engineering and Physics**, Milano, 9 p, 2006.
- [17] FUJISAWA, A. et al. The Development Of A New Titanium Arc-Sprayed Artificial Joints. **Materials Science and Engineering**. v. 2, p. 151-157, 1995.

- [18] GUYER, R. D.; ZIGLER, J. E. **Spinal Arthroplasty: A New Era In Spine Care.** Sant Louis: Equality Medical Publishing., 2005.
- [19] HEARN, E. J. **Mechanical of Materials: An Introduction to the Mechanical of Elastic and Plastic Deformation of Solids and Structural Components.** 2 ed. Birmingham: Pergamon Press, 1985.
- [20] KNIGHT, C. A. **The Finite Element Method in Mechanical Design.** 1 ed. Boston: PWS-KENT Publishing Company, 1993.
- [21] MAXWELL, J. H.; GRIFFITH, S. L.; WELCH, W. C. **Nonfusion Techniques for the Spine: Motion Preserve and Balance.** Sant Louis: Equality Medical Publishing., 2006.
- [22] PANJABI, M. M.; WHITE III, A. A. **Clinical Biomechanical of the Spine.** 2 ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 1990.
- [23] REVIE, R. W. **Uhlig's Corrosion Handbook.** 2 ed. Canada: John Wiley and Sons Inc., 2000.
- [24] SANTA MARIA, A. S. L. **Aspectos Metodológicos para a Determinação de Cargas Internas na Coluna Vertebral.** Originalmente apresentada como dissertação de mestrado. Universidade Federal de São Carlos, 2001.
- [25] SAUER, W. L; WEAVER, K. D; BEALS, N. B. Fatigue performance of ultra-high-molecular weight polyethylene: effect of gama sterilization. **Biomaterials.** vol. 17, p. 1929-1935, 1996.
- [26] SCOLIOSIS ASSOCIATES. <http://www.scoliosisassociates.com/> - Acessado em maio de 2006.

- [27] SMITH, T. J.; FERNIE, G.R. Functional biomechanical of the spine. **Spine**. vol. 16: p. 1197-1203, 1991.
- [28] SIMÕES, M. S. **Desenvolvimento e Estudo *In Vitro* de Implante Biorreabsorvível em Poli (l-lactídeo) (PLLA) para Artrodese de Coluna Lombar**. Originalmente apresentada como dissertação de mestrado. Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul. Porto Alegre, 2007.
- [29] TENCER, A. F. **Surgery of Spinal Trauma**. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2000.
- [30] TRAYNELIS, V. C. Spinal Arthroplasty: **Neurosurgery Focus**, Iowa, n. 13, 7 p, 2002.
- [31] WILKE, H. et al. New Intradiscal Pressure Measurements in Vivo Daily Activities. **Spine**. vol. 24, p. 755-762, 1999.
- [32] XIAOBO, W.; DUMAS, G. A. Evaluation of Effects of Selected Factors on Intervertebral Fusion: A Simulation Study. **Medical Engineering and Physics**, Ontario, v. 27, p. 197-207, 2005.
- [33] ZHONG, Z. Z. et al. Finite Element Analysis of the Lumbar Spine with a New Cage Using Topology Optimization Method. **Medical Engineering and Physics**, Tapei, 9 p, 2005.