

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
Escola de Engenharia  
Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica e de Materiais - PPGEM

DESENVOLVIMENTO DE UMA PRÓTESE PARA SUBSTITUIÇÃO DE DISCO DA  
COLUNA VERTEBRAL LOMBOSSACRA ATRAVÉS DA METALURGIA DO PÓ

Tese para a obtenção do título de  
Doutor em Engenharia

ALEXANDRE REUS BARONI DE SOUZA

Porto Alegre  
2009

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
Escola de Engenharia

Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica e de Materiais - PPGEM

DESENVOLVIMENTO DE UMA NOVA PRÓTESE PARA SUBSTITUIÇÃO DE DISCO  
DA COLUNA VERTEBRAL LOMBOSSACRA ATRAVÉS DA METALURGIA DO PÓ

ALEXANDRE REUS BARONI DE SOUZA, M.Sc.  
Engenheiro Mecânico

Trabalho realizado no Laboratório de Transformação Mecânica (LdTM) da Escola de Engenharia da UFRGS, dentro do Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica e de Materiais (PPGEM), como parte dos requisitos para obtenção do título de  
Doutor em Engenharia

Área de Concentração: Processos de Fabricação

Porto Alegre

2009

Esse trabalho foi julgado adequado como tese de doutorado em Engenharia, área de concentração de Processos de Fabricação e aprovada em sua forma final, pelo Orientador e pela Banca Examinadora do Curso de Pós-Graduação.

ORIENTADOR:

Prof. Dr. Ing. Lirio Schaeffer  
PPGEM - UFRGS

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Francisco Ambrósio Filho  
CENTRO UNIVERSITÁRIO DA FEI

Prof. Dra. Berenice Anina Dedavid  
PGETEMA - PUCRS

Prof. Dr. Roberto Hubler  
BIOMÉDICA- PUCRS

Prof. Dr. Prof. Carlos Pérez Bergmann  
COORDENADOR DO PPGEM

Esta TESE é dedicada à  
Maria Elfrides Baggio Baroni.  
\*Agradecimento póstumo

## AGRADECIMENTOS

A elaboração de uma tese de doutorado é um produto coletivo embora sua redação e responsabilidade seja predominantemente individual. Um seleto grupo de pessoas contribuiu para que este trabalho chegasse ao um bom nível. A todas elas registro minha imensa gratidão.

Ao professor Dr. Ing. Lirio Schaeffer, coordenador do Laboratório de Transformação Mecânica da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (LdTM – UFRGS), pela orientação e disponibilização da infra-estrutura para execução do presente estudo.

Ao professor Dr. Afrane Serdeira, médico do instituto de traumatologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS), por mostrar a estreita interface entre a medicina e a engenharia de forma tão estimulante, instigante e motivadora que fez mudar o rumo de minha formação profissional.

A professora Berenice Anina Dedavid, que com seu estímulo, dedicação e esforço pessoal proporcionado em minha dissertação de mestrado, volta a contribuir nesta tese de doutorado.

Ao Prof. Dr. Eng. Francisco Ambrósio Filho, do Centro Universitário FEI por suas contribuições efetivas e de suma importância durante o desenvolvimento deste trabalho.

Aos colegas M.Sc. Eng. Fabio Knewitz e MSc. Eng. Harold Luna, pelas sugestões e observações valiosas, na construção que ajudaram a construir este trabalho.

Aos bolsistas de iniciação científica Tiago Manea e Alex Petter por suas contribuições nos trabalhos práticos desenvolvidos.

Ao Centro de Microscopia eletrônica (CME) da UFRGS pela realização das eletromicrografias.

A equipe do Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica e de Materiais (PPGEM), representados pela figura da eficiente Sra. Beatriz Ferraz

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPQ) , pela concessão de bolsas de estudo e apoio a pesquisa.

A professora Denise Reus de Souza Torbes, minha irmã, por seu inestimável auxílio na revisão e pelo apoio incondicional em todos os momentos durante a construção desta TESE.

# I SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS.....	5
1. INTRODUÇÃO.....	17
1.1. Objetivos e Justificativa .....	20
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA .....	21
2.1. A Coluna Vertebral .....	21
2.2. Considerações Anatômicas .....	22
2.3. Movimentos Articulares.....	25
2.4. Cargas Aplicadas à Coluna Vertebral .....	26
2.4.1. Papel da Musculatura Abdominal na Redução das Cargas Vertebrais.....	28
2.5. Biomecânica .....	28
2.5.1. Planos e Eixos.....	30
2.6. Deformidades e Doenças na Coluna Vertebral .....	30
2.7. Implantes para a Coluna Vertebral.....	33
2.8. Engenharia Virtual .....	41
2.9. Metalurgia do Pó .....	43
3. MATERIAIS E MÉTODOS.....	55
3.1. Conceituação para o projeto do implante.....	55
3.2. Projeto em CAD três dimensões do implante .....	56
3.3. Análise e Otimização em CAE através de FEM .....	58
3.4. Fabricação do Implante por Metalurgia do Pó.....	61
3.4.3. Fabricação dos Implantes através da MPC.....	78
4. RESULTADO E DISCUSSÃO.....	81
4.1. Conceituação para o projeto do Implante.....	81
4.4. Estudos preliminares em MPC.....	88
4.5. Estudos preliminares em MIM.....	94
4.6. Fabricação do Implantes por MPC.....	96
5. CONCLUSÕES .....	100
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	101

## II INDICE DE FIGURAS

Figura 1: Etapas e ferramentas utilizadas para criação da nova prótese para substituição de disco da coluna vertebral lombossacra através da metalurgia do pó.....	21
Figura 2: Distinção entre dois tecidos ósseos: trabecular e o compacto ou cortical (SERDEIRA, Estudo mecânico de implante para fixação do segmento lombossacro da coluna vertebral. 1994).....	22
Figura 3: Estrutura e divisões da coluna vertebral (BUJA, GERARD e KRUEGER 2007)....	23
Figura 4: Disco Intervertebral, fonte (BUJA, GERARD e KRUEGER 2007).....	24
Figura 5: Hérnia de disco (BUJA, GERARD e KRUEGER 2007).....	31
Figura 6: Estenose espinhal (BUJA, GERARD e KRUEGER 2007). ....	32
Figura 7: Discopatia dolorosa: a imagem da esquerda representa a vista lateral de duas vértebras com seu disco sadio; a imagem da esquerda demonstra duas vértebras, parcialmente em corte, evidenciando a patologia (BUJA, GERARD e KRUEGER 2007). ....	32
Figura 8: Implante de placa fixa Synthes™ (SERDEIRA, BARONI, et al. 2002).....	33
Figura 9: Formas alotrópicas do Titânio (FROES e SCHWANKE 1984).....	38
Figura 10: Vendas mundiais em MIM (METAL POWDER 2009) .....	44
Figura 11: Relação entre qualidade superficial da peça <i>versus</i> complexidade geométrica, obtidos por processos de fabricação (GERMAN e BOSE 1997).....	45
Figura 12: Fluxograma esquemático de metalurgia do pó convencional (LUNA 2008). ....	47
Figura 13: Exemplo de morfologias dos pós comercializados: (a) esférico, (b) arredondado, (c) angular, (d) irregular, (e) poligonal, (f) esponjoso (THUMMLER F. 1994).....	48
Figura 14: Efeito da adição de partículas finas (-325 mesh, menor que 44 µm) de.....	49
Figura 15: Fluxograma do processo de metalurgia do pó MIM (LUNA 2008) .....	51
Figura 16: Componentes do sistema <i>binder</i> aglutinante. ....	52
Figura 17: Etapas do processo de sinterização: (a) pontos originais de contato; (b) fortalecimento entre as partículas; (c) e (d) arredondamento dos poros. Adaptado de (GERMAN e BOSE 1997). ....	54
Figura 18: Esquemático do implante junto à vértebra.....	55
Figura 19: Implantes comerciais utilizados para auxiliar a elaboração do conceito do novo dispositivo: (a) MOBIDISC™; ( b) SB CHARITÉ™; (c) FLEXICORE™; (d) IMPLIANT™; (e) MAVERICK™; (f) PRODISC™; (g) DYNESYS (ZIMMER SPINE); ...	56
Figura 20: Fluxograma esquemático do desenvolvimento utilizado para geração do conceito, análise e prototipagem da nova geometria .....	57

Figura 21: Vértebra T6 (vista lateral, à esquerda) indicando uma altura de aproximadamente 10 mm. A superfície de contato entre o osso e o implante, esta esquematizada (vista superior, à direita) por um círculo de aproximadamente 30 mm de diâmetro (AEBI, THALGOTT e WEBB 2000)..	57
Figura 22: (a) prótese de disco cervical Bryan™. (b) componente de Polietileno fraturado de um disco lombar prótese; (c) imagem de tomografia axial computadorizada de uma prótese disco cervical Bryan™. Fonte (TAKSALI, GRAUER e VACCARO 2004).	58
Figura 23: Dimensões de referência utilizadas no projeto do implante	58
Figura 24: Malha de elementos finitos gerada pelo do software de CAE Pro/ Mechanica™, contendo 6358 elementos.	60
Figura 25: Coletânea de resultados de ensaios destrutivos em discos intervertebrais realizados por Couto (COUTO 1995).	60
Figura 26: Imagem microfotografia MEV/UFRGS do pó de titânio utilizado neste trabalho, fabricante Alfa Aesar®.	62
Figura 27: Distribuição em percentual das partículas do pó de Ti fabricante, Alfa Aesar®	62
Figura 28: Matriz de compactação e punções fabricados no LdTM/UFRGS para obtenção dos corpos de prova de 13mm de diâmetro.	64
Figura 29: Corpos de prova compactadas de Ti a 600MPa.	64
Figura 30: Equipamento existente no LdTM/UFRGS utilizado para as compactações dos corpos de prova de Titânio.	65
Figura 31: Ciclo de sinterização dos corpos de prova dentro da câmara de INOX, com patamar de sinterização de 1100°C.	66
Figura 32: Câmara de Aço INOX AISI 302 projetada e construída para minimizar a contaminação dentro do forno.	66
Figura 33: Forno tubular tipo mufla disponível no LdTM/UFRGS.	67
Figura 34: Câmara de INOX montada dentro do forno tubular, para minimizar contaminação dos corpos de prova dentro do tubo de mulita.	67
Figura 35: Imagem (a1) corpo de prova embutido para análise MEV com sinterização de 2h e (a2) corpo de prova após ensaio de compressão; respectivamente para imagens (b1) e (b2), com sinterização de 3h.	69
Figura 36: Montagem para a medida da massa de empuxo.	70
Figura 37: Preparação da carga de injeção ( <i>feedstock</i> ).	73
Figura 38: Obtenção da carga de injeção no misturador Werner e Pfleiderer®.	74
Figura 39: Carga pelotizada e pronta para ser injetada.	74



Figura 40: Injetora de alta pressão ARBURG® modelo ALLROUNDER 220S disponível no LdTM.....	75
Figura 41: Esquemático do processo para injeção de um corpo de prova, contendo a ferramenta e a geometria do corpo de prova. ....	75
Figura 42: Relação da temperatura em função do tempo para a extração térmica dos corpos de prova fabricados pela técnica MIM. ....	77
Figura 43: Corpos de prova após a extração térmica.....	77
Figura 44: Curva de extração dos aglutinantes e sinterização, patamar de 1100°C por 3h (LdTM).....	78
Figura 45: Representação do ferramental de compactação utilizado para fabricação dos implantes.....	79
Figura 46: Matriz montada em equipamento para produção dos implantes.....	80
Figura 47: As seis imagens superiores são as vistas frontal, lateral direita e superior das peças “côncava” e “convexa”. Abaixo estão duas imagens que representam a vista frontal e vista lateral esquerda do conjunto implante com suas dimensões de referência.....	82
Figura 48: Modelos em CAD 3D dos componentes do implante para cálculo de massa.....	82
Figura 49: Resultados da análise em CAE, com carregamentos na face posterior da peça “convexa”. ....	83
Figura 50: Gráfico da tensão resultante em relação ao comprimento da borda externa do implante. ....	84
Figura 51: As tensões resultantes na interface entre a peça “côncava” e “convexa” .....	85
Figura 52: Gráfico da tensão resultante em relação ao comprimento da borda externa da elipse .....	85
Figura 53: Implante completo simulado sua deformação.....	86
Figura 54: Curva de deformação ao longo do comprimento da borda externa do conjunto implante. ....	87
Figura 55: Deformação ao longo da superfície de interface entre as duas partes do implante.....	87
Figura 56: gráfico que representa a deformação na aresta elíptica de interface entre as partes “côncavas” e “convexas.....	88
Figura 57: Corpos de prova após sinterização.....	90
Figura 58: Seção transversal do corpo de prova, indicando as regiões onde foi obtida imagens em MEV. ....	91
Figura 59: Imagens obtidas em MEV de dois corpos de prova compactadas de Ti: corpo de prova sinterizado por 2h, imagem (a1) sem ataque e (a2) com ataque. Corpo de prova sinterizado por 3h, imagem (b1) sem ataque, (b2) com ataque. ....	92

Figura 60: a) à esquerda, corpo de prova (sinterizado 3h) b) à direita, corpo de prova (sinterizado 2h). .....	93
Figura 61: Corpos de prova “verdes” produzidas com diferentes parâmetros de injeção. ....	95
Figura 62: Corpo de prova após a extração química, extração térmica e sinterizadas .....	95
Figura 63: Protótipos de implantes “verdes” fabricados pela MPC. ....	97
Figura 64: Na parte inferior, as peças “verdes”. Na parte superior, as peças após a sinterização .....	97
Figura 65: Vista lateral das partes do implante após a sinterização. ....	98
Figura 66: (a) Relevô para facilitar osseointegração (b) marca causada pelo inserto da matriz. ....	98

### III INDICE DE TABELAS

Tabela 1: Requisitos ASTM para diferentes graus de titânio.....	39
Tabela 2: Propriedades Físicas do Titânio ASTM F-67, ISO 5832-2.....	39
Tabela 3: Técnicas para a produção de pequenas partículas de pó (GERMAN e BOSE 1997). .....	44
Tabela 4: Influência qualitativa das partículas e morfologia dos pós.....	48
Tabela 5: Diferentes tipos de aglutinantes ( <i>binder</i> ) e aglutinantes testados, na procura da melhor mistura (LUNA 2008). .....	52
Tabela 6: Propriedades mecânicas utilizadas na análise de elementos finitos. ....	59
Tabela 7: Valores da distribuição de tamanhos do pó de Ti, fabricante Alfa Aesar®. ....	62
Tabela 8: Parâmetros utilizados nos processos de compactação e sinterização para MPC dos corpos de prova.....	68
Tabela 9: Parâmetros selecionado para carga de injeção. ....	73
Tabela 10: Parâmetros de Injeção.....	76
Tabela 11: Resultados do CAE/FEM, considerando ensaios de Compressão sobre os componentes. ....	88
Tabela 12: Massa específica dos corpos de prova verdes. ....	89
Tabela 13: Resultados das análises de densidade por Arquimedes e porosidade corpos de prova compactados a verde.....	89
Tabela 14: Diferença percentual entre a massa especifica teórica e a medida das peças compactadas verdes. ....	89
Tabela 15: Resultados das análises de densidade por Arquimedes e porosidade dos corpos de prova compactados após sinterização 3h.....	90
Tabela 16: Resultado da análise de porosidade dos corpos de prova no software ImageJ.....	93
Tabela 17: Comparação de valores para $\sigma_{esc}$ . ....	94
Tabela 18: Densidade peças verdes "CÔNCAVA" e "CONVEXA" .....	99
Tabela 19: Densidade peças sinterizadas "CONCAVA" e "COVEXA" .....	99

#### IV ÍNDICE DE EQUAÇÕES

Equação 1: Generalização do FEM .....	59
Equação 2: Massa Imersa sinterizada .....	71
Equação 3: Massa Imersa á verde .....	71
Equação 4: Massa específica .....	71
Equação 5: Cálculo porosidade .....	71
Equação 6: Massa específica água .....	71
Equação 7: Massa específica teórica .....	71
Equação 8: volume corpo de prova .....	72
Equação 9: Porosidade Teórica .....	72
Equação 10: Fração volumétrica de pó em relação a mistura total .....	72
Equação 11: Peso total da carga injetável .....	72
Equação 12: Fração volumétrica de pó em relação a mistura total .....	73
Equação 13: Peso total da carga injetável .....	73
Equação 14: Massa de sistema aglutinante .....	73

## V LISTA DE SÍMBOLOS

C1	primeira vértebra cervical
T1	primeira vértebra torácica
L1	primeira vértebra lombar
S1	primeira vértebra sacral
E	módulo de elasticidade [MPa]
F	força [N]
hcp	hexagonal compacta
M	massa [g]
Me	massa de empuxo [g]
Mi	massa imersa [g]
Ms	massa seca [g]
Mu	massa úmida [g]
mt	massa total da mistura (aglutinante) [g]
mp	massa pó do metal base [g]
mb	massa aglutinante [g]
$P_o$	porosidade [%]
$P_{ot}$	porosidade teórica [%]
V	volume [mm <sup>3</sup> ]
V	volume amostra [mm <sup>3</sup> ]
$\rho$	massa específica [g]
$\rho_t$	massa específica teórica [g]
$\nu$	módulo de <i>poison</i>
$\phi$	fração volumétrica de pó em relação à mistura total
$w_P$	fração de peso do pó [wt.%];
$\rho_P$	densidade do pó [g/cm <sup>3</sup> ];
$w_B$	fração de peso do binder [wt.%];
$\rho_B$	densidade do binder [g/cm <sup>3</sup> ];
$\sigma_{elást}$	tensão limite de elasticidade [MPa]
$K_{n \times n}$	matriz de rigidez na malha de elementos finitos
$\Delta x_n$	deslocamentos calculados na malha de elementos finitos

## VI LISTA DE ABREVIATURAS

ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
CAD	Projeto Auxiliado por Computador
CAE	Engenharia Auxiliada por Computador
FEM	Método dos Elementos Finitos
HA	Hidroxiapatita
HDH	Hidretação – Dehidretação
LED	Diodo Emissor de Luz
LdTM	Laboratório de Transformação Mecânica
MPC	Metalurgia do Pó Convencional
MIM	Moldagem de Pós por Injeção
MP	Metalurgia do Pó
PE	Polietileno
PEEK	Poli-éter-éter-cetona
PIA	Pressão intra-abdominal
PP	Polipropileno
STD's	Substituição total de discos
TGA	Análise Termogravimétrica
UFRGS	Universidade Federal do Rio Grande do Sul
UHMW	Polietileno de Ultra-alto Peso Molecular

## RESUMO

O presente trabalho desenvolveu uma nova prótese para substituição de disco da coluna vertebral lombossacra, dividido em três etapas. Primeira etapa: conceito biomecânico e projeto assistido por computador (CAD/CAE), simulando estruturalmente o modelo virtual do implante. Segunda etapa: análise dos processos de fabricação, metalurgia do pó convencional (MPC) e por moldagem de pós por injeção (MIM), avaliando seus parâmetros. Terceira etapa: seleção do processo que mais se adaptou ao desenvolvimento de um implante, até a produção do protótipo de um implante. Foi utilizado pó comercialmente puro (99,5% Ti), com morfologia lamelar. A metalurgia do pó convencional (MPC) foi a selecionada para a fabricação do protótipo da nova prótese, compactada a 600 MPa e sinterizada a 1100°C durante 3h, neste patamar. O limite de elasticidade após a sinterização dos corpos de prova foi superior a 600 MPa, com densidade próxima a 4,04g/cm<sup>3</sup>. A porosidade foi avaliada por comparação volumétrica e imagens obtidas em MEV. Posteriormente foi analisada em software de processamento de imagens em diferentes regiões das amostras. A porosidade foi obtida por dois métodos: o primeiro considerou a imagem de uma superfície da amostra seguida pela variação da densidade em “bulk”. O resultado da porosidade ficou entre 100µm e 500µm, faixa considerada adequada para a vascularização e crescimento ósseo. Foi aplicado uma carga de 3400N no modelo virtual do implante e a tensão resultante ficou abaixo de 60MPa. O resultado médio das densidades dos protótipos por Arquimedes do implante fabricados, foi de 4,05g/cm<sup>3</sup>.

**Palavras-chave:** prótese de disco; metalurgia do pó; titânio;

## ABSTRACT

The present study developed a new prosthesis to replace lumbosacral disks. It was divided in three steps. First step: biomechanical concept and computer assisted project (CAD/CAE), simulating the structure of the virtual model of the implant. Second step: analysis of manufacture process, conventional powder metallurgy (PM) and powder molding through injection, evaluating its parameters. Third step: selection of the process which best adapted to the development of an implant, up to the production of the implant prototype. Commercially pure powder (99,5% Ti) with lamellar morphology was used. Conventional powder metallurgy was selected to manufacture the new prosthesis, compacted at 600 MPa and sintered at 1100°C for 3 hours. The limit of elasticity after billets were sintered was above 700 MPa, and the density around 4,04g/cm<sup>3</sup>. Porosity was evaluated through images obtained in a SEM which were later analyzed by an image processing software in different parts of the billets. The result of porosity was between 100µm and 500µm, an adequate range for vascularization and bone growth. A charge of 3400N was applied to the virtual model of the implant and the resulting tension was under 60MPa. The resulting density in the manufactured prototypes was 4,05g/cm<sup>3</sup>, on average.

**Key-words:** disk prosthesis, powder metallurgy, Titanium;



## 1. INTRODUÇÃO

A união entre a medicina e a engenharia se consolidou desde os tempos remotos, quando o homem teve que criar dispositivos para amenizar seu sofrimento ou até alcançar a cura. Um bom exemplo desta união são as talas ortopédicas, que foram as primeiras peças criadas com fins medicinais e até hoje são utilizadas. Esta se tornando comum à engenharia estar a serviço da medicina, influenciando nas cirurgias, tornando-as menos invasivas e de recuperação mais rápida.

Os gastos com ortopedia, pelo do Sistema Único de Saúde do Brasil em 2004, totalizaram cerca de 60 milhões de reais, com 6.337 itens. Destes 60 milhões, sete milhões foram gastos em implantes utilizadas em 1.500 cirurgias de revisão (**ANVISA 2009**). Ainda assim, estes números não representam a demanda real e, com o aumento continuado da longevidade do brasileiro, se tornará prioritária a ampliação da oferta desta tecnologia (**CARVALHO, et al. 2006**).

Os primeiros implantes de coluna com função de fixação, de espaçamento e amortecimento de cargas podem ser descritos como uma placa fixa por dois parafusos engastados, em duas vértebras adjacentes. Alguns autores (**ROY-CAMILLE, SAILLANT e MAZEL 1986**) relataram problemas de afrouxamento em próteses constituídas de uma placa com dois parafusos, utilizadas para a fixação interna da coluna lombossacra, ocasionados pela reabsorção óssea sob a placa, quando utilizados parafusos convencionais. Médicos e pesquisadores sugeriram várias alternativas para o problema de fixação de implantes, porém Toledo (**TOLEDO 1989**) resolveu fazer uma avaliação mecânica dos dispositivos utilizados convencionalmente na época, para melhor entender a funcionalidade e o projeto dos implantes.

Com a evolução tecnológica, em meados dos anos 80 a fixação pedicular ganhou aceitação crescente devido as suas vantagens em relação as técnicas convencionais, como as de fixação por placas. Uma vantagem interessante desta técnica, é que se torna mais difícil invadir o canal neural se comparada, por exemplo, a implantes baseados em ganchos ou de amarrilhos sub-laminares (**NASHENSON, SCHULTZ e BERKSON 1979**) (**DENIS 1984**) (**LUQUE, CASSIS e RAMIREZ-VILLELA 1982**).

A Artroplastia total de discos é a próxima fronteira para gerenciamento cirúrgico em patologias e discogeneses do disco intervertebral (**ROUSSEAU 2006**). A substituição total de discos é uma nova abordagem para estabilizar dinamicamente a coluna vertebral em segmentos funcionais.

As moléstias relacionadas à coluna vertebral humana receberam grande atenção após o aparecimento de materiais mais rígidos e biocompatíveis, como o aço inoxidável e as ligas de titânio. Foram desenvolvidos produtos e tratamentos para uma série de patologias da coluna vertebral, inclusive males ocasionados por traumatismo, deformidades e tumores. Dores crônicas na coluna são problemas comuns no geral da população, e 13 milhões de consultas realizadas são estimadas nos EUA por ano (SPIVAK e BENDO 2002).

Implantes de substituição total de disco são recomendados para reduzir dores associadas a patologias do disco intervertebral, preservando o movimento da coluna e prevenindo à degeneração de discos adjacentes.

Na metade da década de 90, pesquisadores brasileiros projetaram um implante utilizando a liga Ti6Al4V para a fixação da coluna lombossacra. Ensaios foram realizados para a determinação da estabilidade axial e radial, o limite de elasticidade e a resistência mecânica do novo dispositivo (TOLEDO 1989).

Os materiais utilizados em implantes devem ser biocompatíveis, ou seja, inertes quando aplicados no corpo humano. Órgãos governamentais como a ANVISA (ANVISA 2009) para o Brasil e o FDA - *Food and Drug Administration* (FDA 2008), regulamentam desde a fabricação até a manipulação pelos profissionais que utilizam os implantes. Para implantes de coluna, os materiais mais utilizados são as ligas de aço inox, como ASTM F136/F138, que nos últimos anos vem sendo substituídas pelas ligas de titânio, como por exemplo, a liga Ti6Al4V. A natureza da substituição está na melhor visualização à ressonância magnética obtida pelas ligas de titânio e a melhor aderência do tecido ósseo ao titânio (APARÍCIO, et al. 2000). Em contrapartida, as ligas de titânio oferecem uma menor resistência mecânica, usinabilidade e conformabilidade inferiores se comparadas às ligas de aço inox, devido a sua microestrutura atômica (CALLISTER Jr. 2002).

O baixo módulo de elasticidade do titânio puro (~100GPa), quando comparado há módulos de outros biomateriais metálicos, favorece sua aplicação como implante pois se aproxima as características do osso (10 ~ 30 GPa). Assim, possibilita melhor distribuição de cargas nas regiões adjacentes ao implante e, conseqüentemente, redução da dor no período inicial da recuperação do paciente (BREME, WADEWITZ e FÜRBAKER 1990) (CHEN, et al. 2009) (CACHINHO e CORREIA 2007).

Desenvolver um implante ortopédico de qualidade requer o conhecimento das tensões as quais ele será submetido dentro do corpo do paciente, e as limitações do dispositivo implantado em relação ao material e ao projeto selecionado. Atualmente uma área da engenharia, a Biomecânica se encarrega deste estudo para que pacientes e médicos sintam-se

confortáveis e seguros ao optar pelo implante mais adequado às necessidades de cada caso cirúrgico.

Na biomecânica, cálculos matemáticos e metodologias de desenvolvimento de produtos criam condições virtuais muito semelhantes ao corpo humano, atendendo às exigências clínicas de um implante ou de uma prótese. As ferramentas computacionais do tipo CAD (*Design* Auxiliado por Computador) e CAE (Engenharia Auxiliada por Computador) são utilizadas extensivamente pela indústria de implantes e próteses para o aprimoramento de seus produtos, possibilitando, por exemplo, modificação na geometria, ensaios estruturais virtuais e seleção de materiais (HELGASONB, et al. 2008).

A metalurgia do pó (MP) é um processo metalúrgico para fabricação de peças que utiliza pós metálicos em sua produção. A MP possibilita fabricar componentes com suas formas definitivas, dentro de tolerâncias muito estreitas sem a necessidade de usinagem posterior ou outra operação de acabamento, que dependendo de sua complexidade, diminuem seus custos de fabricação. Outra característica importante da MP é a condição de produzir peças porosas de forma controlada, o que indica uma maior facilidade para osteo-integração.

A literatura sugere uma restrição importante à utilização do titânio (JAVORSKY 2001), esta relacionada ao seu baixo desempenho em situações que envolvam superfícies de contato ou sob movimento relativo. Assim, para ampliar o campo de aplicações deste material faz-se necessário modificar suas propriedades superficiais. Entre os tratamentos superficiais, os que envolvem plasma são muito promissores no que diz respeito à melhoria de suas propriedades tribológicas.

A metalurgia do pó e suas aplicações faz parte das linhas de pesquisa do Laboratório de Transformação Mecânica (LdTM) da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, onde uma série de publicações e trabalhos são desenvolvidos.

O Capítulo 1 descreveu a introdução deste trabalho. No Capítulo 2, esta apresentado o referencial teórico sobre: engenharia virtual; biomecânica relacionada à coluna; uma breve descrição sobre as principais deformidades da coluna vertebral; sobre tipos de implantes para a estabilização da coluna com respectivos materiais e, finalmente, os processos de fabricação em metalurgia do pó.

No Capítulo 3, estão descritos os matérias e métodos utilizados neste projeto, análise e procedimentos para produção por metalurgia do pó dos corpos de prova e implantes. No Capítulo 4 são apresentados os resultados e a discussão obtidos no projeto e análise da nova geometria sugerida do implante, comparando-a com a literatura. Também são apresentados os resultados e discussões da fabricação do protótipo de implante através da metalurgia do pó convencional.

As conclusões estão apresentadas no Capítulo 5, incluindo as propostas para trabalhos futuros e, finalizando com as referências bibliográficas.

## 1.1. Objetivos e Justificativa

Este trabalho teve por objetivo projetar uma prótese para fixação interna da coluna lombossacra, visando proporcionar não só a mobilidade perdida do paciente nos implantes tradicionais, através da substituição total do disco, como também reduzir ao máximo as cirurgias de revisão que não só oneram os cofres públicos como geram desgaste físico e emocional ao paciente que acaba sendo submetido a mais de uma intervenção cirúrgica por conta da não adaptação ou falha no dispositivo.

Por meio dos *softwares* ProEnginner™ e ProMechanica™, que possibilitam análise virtual de resultados, foi possível criar um disco de coluna, com design inédito, onde a tecnologia da Metalurgia do Pó foi escolhida tendo em vista atender perfeitamente as necessidades de um dispositivo dessa natureza, quais sejam: formas definitivas com elevada qualidade geométrica e porosidade que facilita a osteointegração.

A inovação no desenvolvimento de uma nova geometria para o implante, com características funcionais e possibilidade de movimentos similares de um disco intervertebral humano, alcançada com um *design* diferenciado de duas peças metálicas e, o uso do processo de MP para a fabricação da prótese em titânio não ligado, que pode ser demonstrado pelo desenvolvimento de parâmetros de fabricação, são as contribuições relevantes apresentadas neste estudo. A MP possibilita minimizar custos de produção, tornando o produto final mais próximo à realidade e melhorando suas propriedades físicas, pois a porosidade torna-se uma aliada para uma melhor osteointegração, sendo esta característica a mais desejada.

Para análise do processo de fabricação, foram produzidas e caracterizados corpos de prova pelos processos de MP: convencional (MPC) e moldagem de pós por injeção (MIM). Por fim produziu-se um protótipo de implante para substituição total do disco intervertebral da coluna lombossacra, para demonstrar a viabilidade do processo.

Outra contribuição deste trabalho foi à inovação quanto ao uso do processo de MP para a fabricação da prótese em titânio não ligado. Esta inovação pode ser demonstrada através do desenvolvimento de parâmetros de fabricação.

## 2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Este trabalho foi dividido em três etapas. Inicia com o conceito e o projeto assistido por computador, passando pela análise de qual processo e seus respectivos parâmetros que mais se aplicariam ao desenvolvimento de uma prótese para coluna vertebral lombossacra. A Figura 1 mostra esquematicamente as etapas utilizadas, bem como as ferramentas para o desenvolvimento dos experimentos.

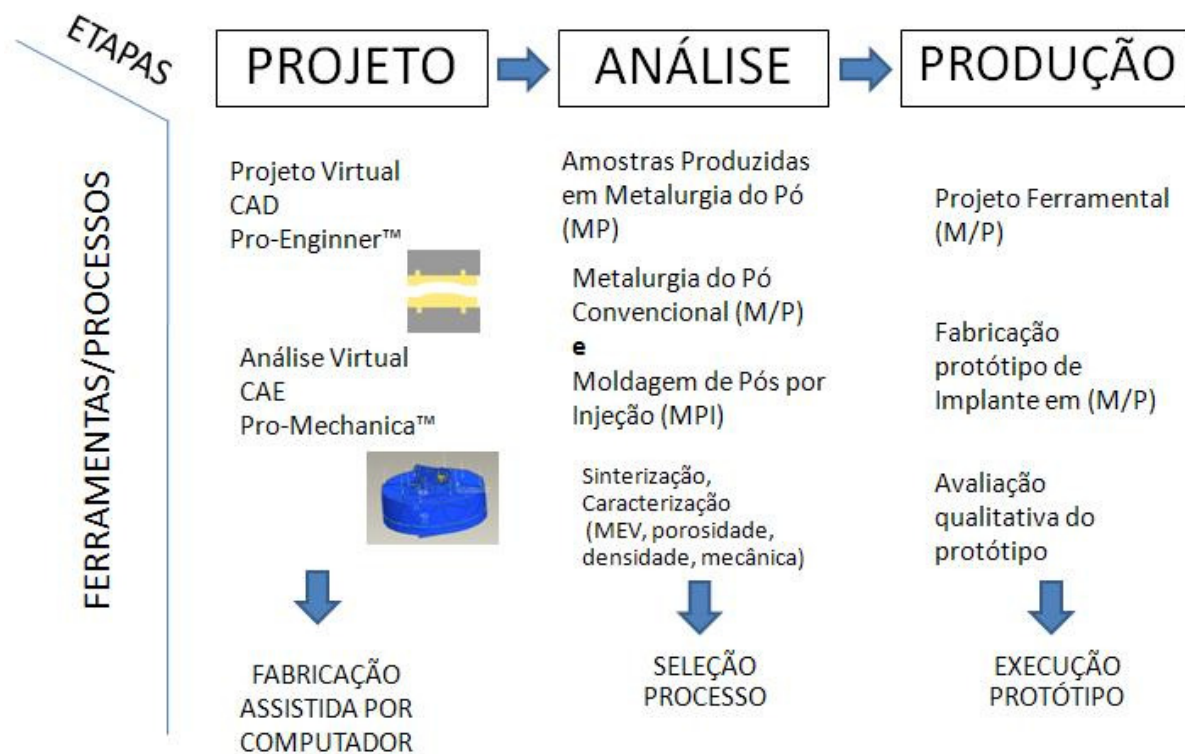


Figura 1: Etapas e ferramentas utilizadas para criação da nova prótese para substituição de disco da coluna vertebral lombossacra através da metalurgia do pó.

Como a produção por metalurgia do pó envolve uma série de parâmetros ainda discutidos na literatura, principalmente no que se refere ao titânio, foram produzidos corpos de prova e posteriormente caracterizados, para auxiliar na escolha de qual das estratégias de metalurgia do pó mais se adaptaria ao projeto geométrico proposto.

### 2.1. A Coluna Vertebral

A coluna vertebral pode ser definida como sendo o verdadeiro eixo do corpo humano. Cabe a ela uma responsabilidade imensa, pois exerce papel de suporte ao tronco e cabeça. Dotada de flexibilidade que permite movimentos do tronco nos três planos, protege a medula

espinhal e é estabilizada intrinsecamente pelos ligamentos e discos intervertebrais e extrinsecamente pelos músculos.

Sob o ponto de vista macroscópico, os tecidos ósseos são porosos, não homogêneos e anisotrópicos. Faz-se distinção entre dois tecidos ósseos, o trabecular e o compacto ou cortical. O primeiro possui de 50 a 95% de porosidade, com poros de cerca de 200nm. É encontrado em ossos cúbicos, lisos e no final dos grandes ossos. O segundo pode ser encontrado com porosidade entre 5 a 10% e poros com tamanhos próximos a 50µm, Figura 2. Outros aspectos que devem ser considerados, em relação à rigidez óssea são as peculiaridades do ambiente ósseo e sua hierarquia organizacional (DOBLARÉ e GÓMEZ 2004).

A coluna vertebral é uma estrutura óssea que combina excelente mobilidade e rigidez além de permitir o amortecimento de cargas. Possui vinte e quatro vértebras móveis, posicionadas uma sobre as outras, apoiadas no osso sacro (bacia). Quando vista de perfil pode ser dividida, de acordo com as curvaturas ao longo do comprimento em: cervical, torácica e lombar. A coluna cervical tem como principal função os movimentos de flexo-extensão e rotação lateral do pescoço; a coluna lombar permite a aproximação do tronco ao chão e a coluna torácica possui a menor mobilidade de todas. Portanto, devido à mobilidade e maiores cargas, os problemas de desarranjos funcionais são mais frequentes na parte cervical e lombar do que na torácica (FRYMOYER 1991).

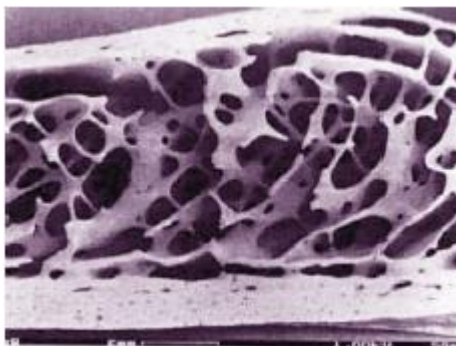


Figura 2: Distinção entre dois tecidos ósseos: trabecular e o compacto ou cortical (SERDEIRA, Estudo mecânico de implante para fixação do segmento lombossacro da coluna vertebral. 1994).

## 2.2. Considerações Anatômicas

Os tecidos ósseos são estruturalmente formados por hidroxiapatita, principal componente inorgânico dos ossos  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ , que constitui 70% da massa óssea, colágeno, proteoglicanos, proteínas sem colágeno e água (MOREIRA, et al. 2003) (APARÍCIO, et al. 2000). Os componentes inorgânicos são os principais responsáveis pela rigidez dos ossos à deformação por tração e compressão.

A coluna vertebral é composta de 33 vértebras, das quais 24 se unem para formar uma coluna flexível. De cima para baixo, são classificadas como cervicais (C1 -C7), torácicas (T1-T12), lombares (L1-L5), sacrais (S1-S5) e quatro coccígeas (**FRYMOYER 1991**) (**NETTER 1987**). As vértebras sacrais e coccígeas são denominadas vértebras falsas porque no adulto são fundidas para formar o sacro e cóccix. As demais vértebras, cervicais, torácicas e lombares, são denominadas verdadeiras porque permanece distinta por toda a vida, Figura 3.

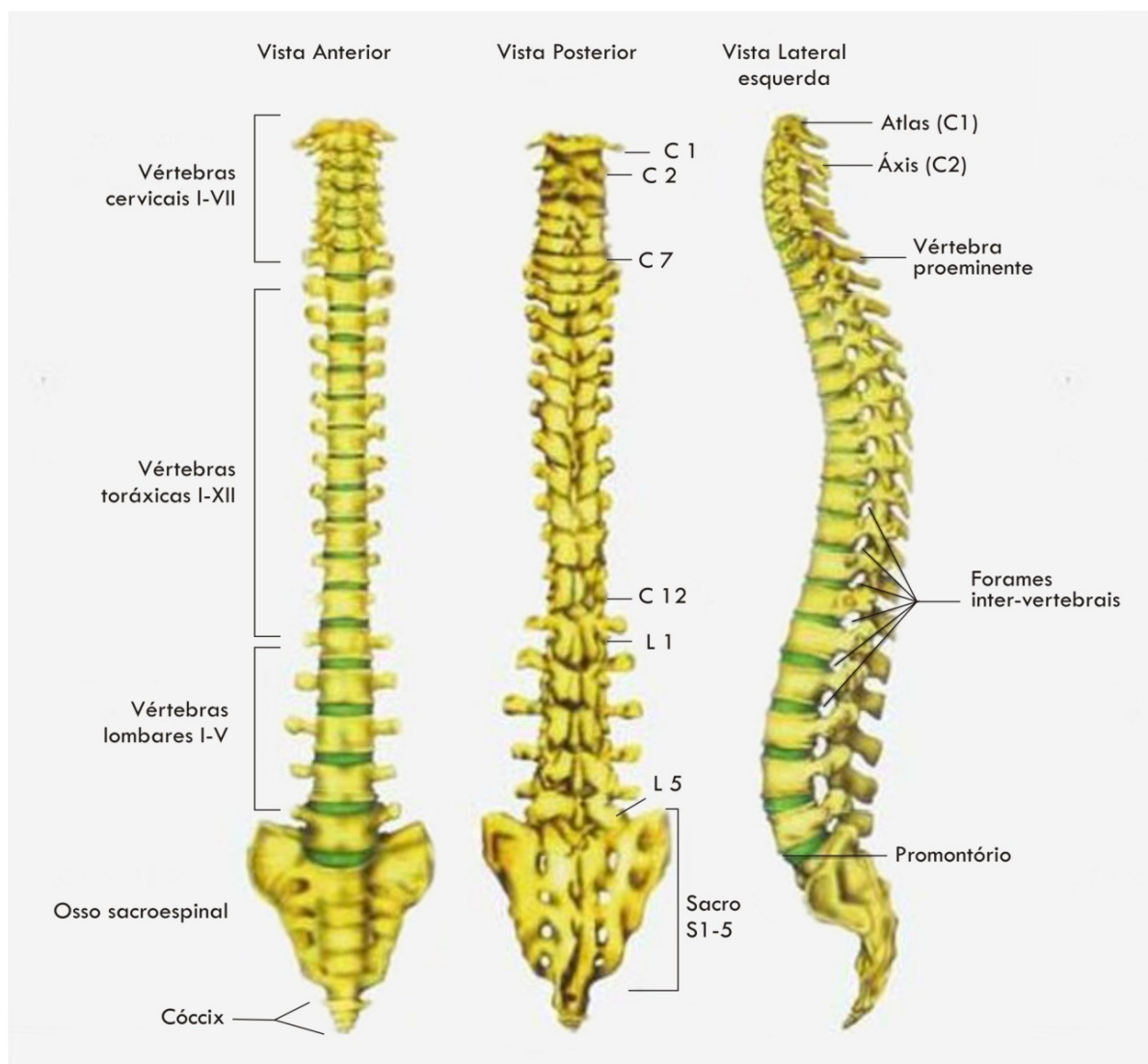


Figura 3: Estrutura e divisões da coluna vertebral (**BUJA, GERARD e KRUEGER 2007**)

O forame vertebral, através do qual passa a medula espinhal, é limitado na frente pelo corpo vertebral e atrás pelo arco vertebral. Este arco é formado por dois pedículos e lâminas. Os pedículos se originam do corpo vertebral, enquanto as lâminas se originam dos pedículos. Um processo espinhoso projeta-se para trás a partir de sua origem na junção das lâminas, e dois processos transversos projetam-se para trás e lateralmente a partir de sua origem nas junções dos pedículos e lâminas. Dois pares de processos articulares, superiores e inferiores, unem vértebras adjacentes. Os nervos espinhais em cada nível segmentar deixam a coluna

vertebral através dos forames intervertebrais, que são limitados pelas incisuras vertebrais (superior e inferior) de vértebras contíguas. A coluna vertebral é sustentada e protegida de forças em parte pelas estruturas articulares.

A estrutura que tem a função de amortecer cargas e pressões ao longo da coluna vertebral é o disco intervertebral conforme mostrado na Figura 4. Os discos intervertebrais são compostos de duas estruturas principais. O núcleo pulposos é uma massa semelhante a gel situada no centro do disco. É limitado por uma camada de fibrocartilagem resistente denominada anel fibroso.

Existem 23 discos intervertebrais, que estão localizados entre segmentos de duas vértebras, e mais um entre a última vértebra lombar e o osso sacro (chamado de L5-S1). Outra função dos discos é contribuir para a característica de estrutura semi-fixa e semi-móvel da coluna.

Através de um emaranhado de fibras, fibro-elásticas, o disco está ligado a vértebra sendo maleável. O núcleo pulposos é o principal responsável pelo amortecimento de cargas. Com uma composição aproximada de uma gelatina, quando as pressões incidem superiormente, inferiormente ou mesmo lateralmente, são amortecidas radialmente.

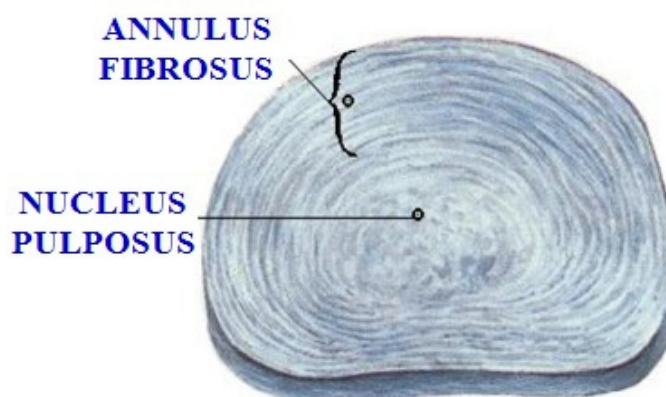


Figura 4: Disco Intervertebral, fonte (BUJA, GERARD e KRUEGER 2007).

Os discos degeneram-se com a idade em associação a uma redução em sua capacidade de ligar-se com água. Isto ocorre após 20 anos, a artéria que nutre o disco se obstruirá e a nutrição do disco passa a funcionar similarmente a uma esponja, ou seja, quando submetido à pressão tem seu conteúdo esvaziado e absorve líquidos por embidição a partir dos tecidos vizinhos, tornando-se um a estrutura propensa ao desgaste (DOBLARÉ e GÓMEZ 2004).

Esta qualidade de ligação à água reduzida resulta em menor elasticidade, o que influencia a capacidade de armazenar energia e distribuir cargas e, conseqüentemente, a capacidade de resistir à inserção de cargas diminui consideravelmente.



Aderente aos discos o ligamento longitudinal anterior segue do eixo ao sacro ao longo das faces anteriores dos corpos das vértebras. O ligamento longitudinal posterior também segue do eixo ao sacro, porém ao longo das faces posteriores dentro do forame vertebral. Os ligamentos amarelos conectam as lâminas de vértebras contíguas em toda a extensão do forame vertebral. Esses ligamentos consistem em tecido elástico amarelo cuja extensibilidade e elasticidade permite a separação das lâminas durante a flexão da coluna vertebral. O ligamento supra-espinhal conecta as pontas dos processos espinhosos de C7 até o sacro. É um forte cordão fibroso cujas fibras, dependendo da localização, podem transpor até quatro vértebras. Acima de C7 continua como o ligamento da nuca, membrana fibroelástica que no homem representa um vestígio de um importante ligamento elástico encontrado em alguns tipos de animais pastadores.

### **2.3. Movimentos Articulares**

As duas primeiras vértebras cervicais são estruturas altamente especializadas dedicadas à sustentação do crânio. A primeira, denominada atlas não possui corpo, mas é um anel ósseo circundando o forame vertebral. Em sua face superior tem duas grandes faces articulares côncavas que acomodam os côndilos occipitais do crânio. Essas articulações atlanto-occipitais permitem uma flexão e alongamento considerável da posição da cabeça (**NETTER 1987**). A articulação tem uma cápsula frouxa, mas é reforçada pelos ligamentos atlanto-occipitais anterior, posterior e lateral. A segunda vértebra, denominada eixo, tem uma cavilha curta, chamada de dente, que se estende verticalmente a partir de seu corpo para o forame vertebral do atlas, onde um ligamento muito grande o separa da medula espinhal. Este processo ósseo serve como um pivô em torno do qual o atlas gira livremente, tornando possível girar ou balançar a cabeça de um lado a outro. O movimento nessas duas articulações é livre em comparação com as outras articulações intervertebrais.

No resto da região cervical, contudo, as articulações zigoapofisárias são inclinadas até 45° do plano transversal (de frente para trás) e, em geral, se situam orientadas com o plano frontal. Devido a esse alinhamento, as articulações zigoapofisárias da região cervical permitem flexão e extensão no plano sagital, flexão lateral no plano frontal e rotação no plano transversal. A amplitude de movimento para a flexão e extensão varia de cerca de 5 a 170mm, flexão lateral de 5 a 100 mm e rotação de 8° a 120° para cada articulação.

Na região torácica, as articulações zigoapofisárias estão em ângulos de até 60° para o plano transversal e 20° para o plano frontal. Tais articulações permitem uma flexão lateral variando de 7° a 10° por segmento e rotação de 2° a 10°. Os oito segmentos superiores (TI a

T8) permitem até 9° de rotação, mas esta quantidade é reduzida para cerca de 2° nos quatro segmentos torácicos inferiores. A flexão e extensão, ainda mais restritas pelas costelas, são limitadas, atingindo cerca de 3° a 4° nos 10 segmentos superiores, mas atingem 10° nos segmentos inferiores. A amplitude de movimento das vértebras torácicas também é influenciada pela espessura dos discos intervertebrais.

Na região lombar, as faces articulares podem ser perpendiculares ao plano transversal e apresentar um ângulo de até 45° em relação ao plano frontal. Devido a esse alinhamento, a rotação no plano transversal é intensamente restringida para 2° por segmento em todas as articulações exceto a última (L5 para S1) Figura 3, que permite até 4°. A flexão e extensão variam de 12° na maioria das vértebras lombares superiores e 20° na mais inferior. A flexão lateral varia de 3° a 8° por segmento.

#### **2.4. Cargas Aplicadas à Coluna Vertebral**

As vértebras lombares e seus discos associados são submetidos a forças de compressão, tração e cisalhamento durante o curso de atividades diárias. Em geral, a fratura do corpo vertebral ocorre antes da ruptura de um disco sadio. Vários pesquisadores estimaram ou mediram as magnitudes dessas forças (**HAHER, et al. 2001**) (**KHOO e BOSE 1995**) (**NASHENSON, SCHULTZ e BERKSON 1979**) (**LUQUE, CASSIS e RAMIREZ-VILLELA 1982**) (**DENIS 1984**).

Devido à frequência de lesões do dorso com suas subseqüentes repercussões econômicas, a mecânica da coluna vertebral tem sido estudada extensamente. Alguns autores, procurando quantificar forças normalmente encontradas sobre a coluna vertebral, usaram modelos biomecânicos. Um destes modelos estimou as forças compressivas sobre L5 em 10.000N. Outros relataram valores mais conservadores de 4.250N de compressão (**HAHER, et al. 2001**). Kumar e Davis sugeriram que em modelos dinâmicos, nos quais as forças resultantes da inércia e aceleração devem ser consideradas, foram relatadas forças compressivas máximas de 7.000N. Normalmente os levantamentos dinâmicos podem ser considerados pelo menos duas vezes mais estressantes que sustentações estáticas para a mesma resistência. Naturalmente, as forças de cisalhamento aumentam com as forças compressivas, e se a carga for assimétrica, forças rotacionais são introduzidas (**KUMAR 1999**) (**DAVIS 1984**).

A dor no dorso, especialmente na região lombar, é tão prevalente nos esportes, quanto em ambientes profissionais e até mesmo em situações domésticas situações em que se tem

empreendido várias pesquisas biomecânicas sobre este tema em todo o mundo (**MERCADANTE, et al. 2003**) (**BARROS 1993**) (**SERDEIRA 1994**).

Em análises biomecânicas simplificadas, pode-se tratar a coluna vertebral como um corpo rígido girando em torno de seu eixo, situado na articulação lombossacral (L5-S1). Apley, considerou em seus estudos algumas das forças que atuam sobre estes tipos de modelo durante as posturas elementares de ficar em pé e levantar-se, dado um homem de 891N na posição ereta. Se 50% do peso corporal estiverem acima da articulação lombossacral, pode-se pressupor uma força compressiva de 445N. Contudo, no indivíduo normal, a face superior de S1 é inclinada para frente de 30° a 40° (ângulo sacral). Essa inclinação introduz uma força de cisalhamento de até 341N. As forças compressivas atuam predominantemente sobre o anel fibroso através da compressão do núcleo pulposo. As forças de cisalhamento afetam principalmente o forame intervertebral, às vezes denominado arco neural, a área entre os processos articular inferior e superior contíguos (**APLEY 1998**).

Se o homem agora fletir a coluna vertebral de modo que o ângulo seja 45°, é evidente que o braço de momento do centro de gravidade da metade superior do corpo, e o braço de momento de qualquer peso externo nas mãos ou em outro lugar, aumentam. Isto significa que se houver necessidade de manter a metade superior do corpo numa posição de equilíbrio estático, o torque exercido pelos extensores vertebrais (músculo eretor da espinha) deve ser igual a essa tendência rotacional para frente. Observa-se que o torque necessário aumenta à medida que o ângulo do tronco aproxima-se de 90°, quando o braço de momento atinge seu máximo (**APLEY 1998**).

Quando o ângulo do tronco aumenta além de 90° e o centro de gravidade é trazido mais próximo do eixo de rotação, o braço de momento começa a diminuir. Logo, a contribuição dos extensores do tronco necessária para se opor a esse torque também se reduz. Entretanto, após certo ponto na amplitude de movimento da flexão vertebral e da flexão do quadril associada, pode-se observar "relaxamento dos flexores".

Quando ocorre relaxamento dos flexores, diz-se que as estruturas ósseo-ligamentosas passivas foram responsáveis pela estabilização da coluna vertebral. No entanto, o eretor da espinha alongado e o grupo posterior profundo criam tensão passiva, a despeito do sinal elétrico, segundo suas propriedades de comprimento-tensão. Como o braço de momento dos ligamentos pós-vertebrais é pequeno, a necessidade de forças dessa magnitude é potencialmente perigosa para os ligamentos. A perda de pelo menos parte do controle muscular nas posições extremas fornece informações biomecânicas importantes acerca de diversas tarefas de levantamento, simétricas e assimétricas.

### **2.4.1. Papel da Musculatura Abdominal na Redução das Cargas Vertebrais**

As cargas sobre a coluna vertebral, especialmente a região lombar, devem ser mantidas o mais baixo possível. As atividades causadoras de rotação são aquelas durante as quais a coluna vertebral é submetida a torções vigorosas

O desequilíbrio entre a força da musculatura dorsal e da abdominal pode ser fonte de problemas. Um desequilíbrio pode criar, entre outras coisas, um desvio da postura pélvica, deste modo alterando a curva lordótica e subseqüentemente sobrecarregando o disco.

A relação entre músculos abdominais fortes e um dorso sadio interessa há muito os cinesiologistas. Existe uma relação de causa-efeito intuitiva entre contração dos músculos do abdome, compressão do conteúdo abdominal e elevação da PIA (pressão intra-abdominal). Quanto maior a PIA e mais rígido o cilindro tóraco-abdominal, maior a fração de carga vertebral compartilhada e maior a redução das cargas vertebrais (**O'SULLIVAN e SCHMITZ 1993**).

## **2.5. Biomecânica**

No início dos anos 70, a comunidade internacional adotou o termo Biomecânico para descrever a ciência dedicada ao estudo dos sistemas biológicos sob a perspectiva da mecânica.

O estudo da biomecânica humana pode incluir questões destinadas a esclarecer se a quantidade de força que os músculos estão produzindo é suficiente para a finalidade pretendida do movimento. Fatores antropométricos, incluindo formato, tamanho e peso dos segmentos corporais, são outras considerações importantes para a biomecânica (**CURREY 1984**).

Hay descreve biomecânica como sendo a ciência que estuda as forças internas e externas que atuam no corpo humano e, os efeitos produzidos por essas forças, aplicados a sistemas biológicos, como o corpo humano (**HAY 1978**).

Da definição proposta por Hay, observa-se a existência de dois campos de estudo distintos na Biomecânica: o estudo das forças internas e das forças externas e as suas repercussões. Assim, pode-se distinguir a existência da biomecânica interna e, da biomecânica externa (**HAY 1978**) (**AMADIO 2004**).

Integra-se na biomecânica interna o estudo dos biomateriais, do sistema esquelético, do sistema nervoso e muscular. Para a biomecânica externa, integra o estudo da cinética linear e angular, do equilíbrio e, da mecânica dos fluidos (**McGINNIS 2004**).

Outra definição caracteriza a Biomecânica como sendo o estudo da estrutura e da função dos sistemas biológicos, utilizando os métodos da mecânica (**ENOKA 1988**) (**ADRIAN e COOPER 1995**). Desta definição emergem implicitamente as sub-áreas da biomecânica: a anatomia; a fisiologia e, a mecânica propriamente dita (**KOOGAN 1994**).

A anatomia é a ciência que estuda as formas e as estruturas dos seres vivos (**CASTRO 1985**). A fisiologia é a ciência que estuda o funcionamento de todas as partes do organismo vivo de forma isolada e/ou como um todo. E a mecânica é a ciência que descreve e prediz as condições de repouso ou de movimento de corpos sob a ação de forças.

O objeto de estudo da biomecânica é o sistema gestual, o movimento. Este estudo do sistema gestual consiste na análise da interação do corpo, que realiza a ação, com o meio envolvente. Essa interação entre o corpo e o meio se faz tomando como referência os vínculos do sistema, isto é, as cadeias cinemáticas e os diversos graus de liberdade que o corpo apresenta. As cadeias cinemáticas permitem determinar que tipo de relação existe entre o corpo e o meio, se é aberta ou fechada, determinada pela existência ou não de apoios fixos externos. Os graus de liberdade permitem descrever a localização e a orientação dos corpos ou dos seus segmentos no espaço (**LYALL e HAJ 1994**).

A postura é resultante de inúmeras forças musculares que atuam equilibrando forças impostas sobre o corpo. E os movimentos, são provocados por forças que agem dentro e sobre o corpo.

A biomecânica é à base da função músculo-esquelética. Os músculos produzem forças que agem através do sistema de alavancas ósseas. O sistema ósseo ou move-se ou age estaticamente contra uma resistência. O arranjo de fibras de cada músculo determina a quantidade de força que o músculo pode produzir e o comprimento no qual os músculos podem se contrair. Dentro do corpo, os músculos são as principais estruturas controladoras da postura e do movimento. Contudo, ligamentos, cartilagens e outros tecidos moles também ajudam no controle articular ou são afetados pela posição ou movimento (**FUNG 1993**).

Estudos mostram que estes pré-carregamentos afetam de forma substancial as tensões resultantes nos movimentos relacionados à coluna (**O'LEARY et al. 2005**). Neste trabalho deve-se levar em conta que pouco se conhece sobre os pré-carregamentos que o implante recebe e suas conseqüências na biomecânica da coluna.

O número de graus de liberdade também deve ser considerado para o projeto de um novo implante. Há importantes diferenças entre um implante com restrição total de movimentos ou semi-restringido, é o que demonstram estudos realizados até hoje ou limitações dos mesmos, devido a esta técnica ser de abordagem recente (**ROUSSEAU 2006**).

### **2.5.1. Planos e Eixos**

Para esta pesquisa, se faz necessárias algumas definições elementares da nomenclatura da biomecânica, dentre elas os planos de ação. Planos de ação são linhas fixas de referência ao longo das qual o corpo se divide. Há três planos e cada um está em ângulo reto ou perpendicular com dois planos. O plano frontal passa através do corpo de lado a lado, dividindo-o em frente e costa. É também chamado plano coronal. Os movimentos que ocorrem neste plano são abdução e adução. O plano sagital passa através do corpo da frente para trás e o divide em direita e esquerda. Pode-se pensar nele como uma parede vertical cuja extremidade se move. Os movimentos que ocorrem neste plano são flexão e extensão. O plano transversal, ou plano horizontal, passa pelo corpo e o divide em parte superior e inferior. É também chamado plano horizontal. Neste plano, ocorre a rotação.

Os eixos são pontos que atravessam o centro de uma articulação em torno da qual uma parte gira. O eixo sagital é um ponto que percorre a articulação de frente para trás. O eixo frontal vai de lado a lado e o eixo vertical, também chamado longitudinal, vai da parte superior à inferior (**GARDNER, GRAY e RAHILLY 1988**).

## **2.6. Deformidades e Doenças na Coluna Vertebral**

Aqui estão apresentadas as principais deformidades e doenças da coluna vertebral sujeitas a utilização de implantes de substituição total de discos: lombalgia, hérnia de disco, espondilolistese, escoliose, estenose espinal, discopatia dolorosa, trauma e tumores (**BARROS 1993**) (**O'SULLIVAN e SCHMITZ 1993**) (**GUYTON 2002**).

Para os discos intervertebrais, há que avaliar sua saúde, sua geometria e as propriedades dos materiais dos tecidos que os envolvem, pois suas características de resistência são alteradas dependendo o quanto esta degenerada (**ROHLMANN 2006**).

### **2.6.1. Lombalgia**

As causas de lombalgia foram classificadas em cinco categorias principais: distúrbios intra-abdominais, doença vascular abdominal/periférica, distúrbios psicogênicos, fontes neurogênicas como lesões do cérebro, medula espinhal e nervos periféricos e fontes espondilogênicas, que estão relacionadas à coluna vertebral e estruturas anatômicas associadas.

Uma questão recorrente a respeito dos distúrbios acompanhados de lombalgia é por que a região lombar parece predisposta a lesões. Dois fatores fundamentais são a fraqueza inerente da estrutura e as forças ou cargas que ela enfrenta durante tarefas quotidianas e atividades recreativas e/ou desportivas. As fontes das cargas às quais a coluna vertebral é submetida incluem o peso corporal, cargas aplicadas externamente e a contração de músculos.

### 2.6.2. Hérnia de Disco

A palavra hérnia significa deslocamento de algo para fora de seu lugar. Na hérnia de disco o que ocorre é um deslocamento do núcleo. A parte interna do disco intervertebral, através de uma ruptura de anel, a parte externa, que funciona como capa do disco, desloca-se, Figura 5. Isso pode ser comparado ao que acontece quando a capa de uma almofada se rasga e parte da espuma do recheio sai. Geralmente o fragmento de núcleo que escapa de dentro do disco comprime uma das raízes do nervo ciático, provocando dor forte em uma das pernas, o sintoma conhecido como dor ciática. Na maioria dos casos a hérnia de disco pode ser tratada com medicações para reduzir a dor e a inflamação do nervo, repouso relativo e fisioterapia. A cirurgia está indicada nos casos em que não há melhora com o tratamento, ou quando o sofrimento da raiz nervosa é muito intenso. Existem vários tipos de técnicas cirúrgicas para o tratamento das hérnias de disco, devendo-se procurar a mais adequada a cada caso.

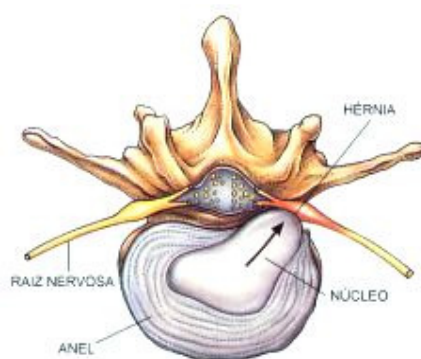


Figura 5: Hérnia de disco (BUJA, GERARD e KRUEGER 2007).

### 2.6.3. Estenose Espinhal

A coluna é uma estrutura móvel, bastante sujeita a traumatismos e a degeneração. É um processo de desgaste gradual que acompanha o envelhecimento e pode ser acelerada por fatores individuais, Figura 6. As estruturas da coluna mais vulneráveis à degeneração são os discos e as cartilagens das articulações posteriores. Mesmo no processo de envelhecimento normal, os discos tendem a reduzir-se até o colapso, as articulações ficam aumentadas pelo

processo de artrose, e os ligamentos engrossam e perdem sua elasticidade e seu poder de estabilizar a coluna. Passa a existir uma hipertrofia (aumento) das estruturas articulares e, ocasionalmente, algum desalinhamento entre as vértebras. Todas essas alterações levam a uma redução gradual do espaço disponível para os elementos nervosos, o que se chama estenose espinhal. Embora seja parte do processo de envelhecimento normal, muitas vezes essa estenose provoca sintomas de compressão dos nervos, como dores nas pernas, diminuição da sensibilidade, e dificuldade para caminhar. A maioria dos casos pode ser tratada clinicamente, mas algumas vezes é necessária uma cirurgia de descompressão ou artrodese da coluna.

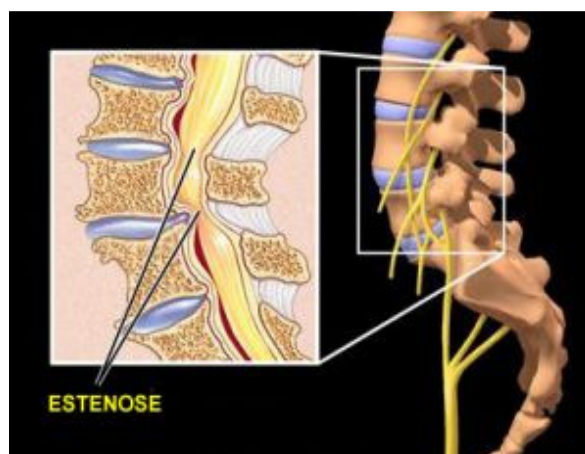


Figura 6: Estenose espinhal (BUJA, GERARD e KRUEGER 2007).

#### 2.6.4. Discopatia Dolorosa

Embora seja a mais conhecida, a hérnia não é a única patologia do disco intervertebral. Devido a sua função amortecedora, o disco é uma estrutura naturalmente sujeita a desgaste, chamado de degeneração discal, Figura 7.

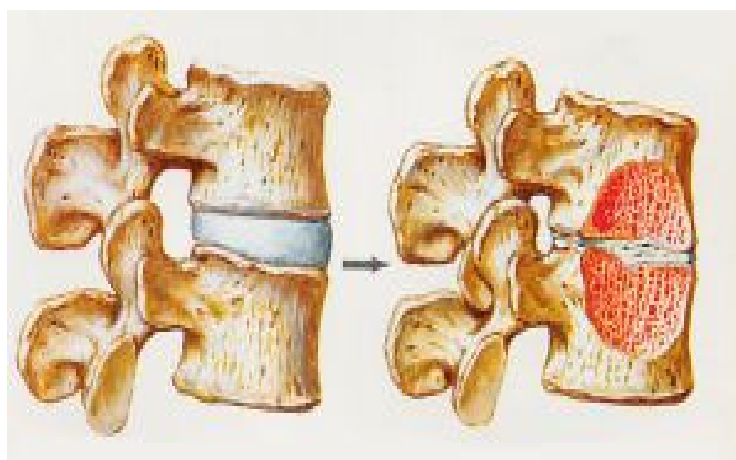


Figura 7: Discopatia dolorosa: a imagem da esquerda representa a vista lateral de duas vértebras com seu disco sadio; a imagem da esquerda demonstra duas vértebras, parcialmente em corte, evidenciando a patologia (BUJA, GERARD e KRUEGER 2007).



A degeneração do disco não é necessariamente uma doença, de fato, é um acontecimento normal, que faz parte do processo de envelhecimento. Todas as pessoas de 50 anos ou mais, mesmo as que nunca tiveram nenhum problema nas costas, apresentam sinais de degeneração discal. Porém, em um número grande de casos ocorre uma degeneração sintomática, ou seja, a degeneração discal provoca dor e outros sintomas. Diferente da hérnia, na discopatia dolorosa não precisa haver ruptura do disco, sendo mais comum a perda da capacidade de amortecimento pela redução na altura e pelo endurecimento das estruturas discais.

Por isso, a dor ciática, irradiando-se para a perna, não é tão freqüente, sendo mais comum a dor na região lombar, de caráter incomodativo, mas podendo evoluir com crise de dor intensa. O diagnóstico e tratamento das discopatias dolorosas é motivo de controvérsia, mas atualmente, vem sendo indicado cada vez mais o tratamento cirúrgico nos casos em que as medicações e fisioterapia não têm bom resultado. Diferente da hérnia, na cirurgia da discopatia dolorosa o objetivo maior não é descomprimir o nervo, e sim reconstituir o espaço discal, com técnicas de artrodese ou artroplastia.

## 2.7. Implantes para a Coluna Vertebral

Os primeiros implantes de coluna com função de fixação, de espaçamento e amortecimento de cargas, podem ser descritos como uma placa fixa por dois parafusos engastados em duas vértebras adjacentes, Figura 8.



Figura 8: Implante de placa fixa Synthes™ (SERDEIRA, BARONI, et al. 2002)

Ao final da década de 40, tem-se a primeira referência na utilização de parafusos como forma de implante. Estes parafusos atravessavam as articulações facetárias da coluna lombossacra nos procedimentos de artrodese da coluna, facilitando a possibilidade de fusão e diminuição de morbidade pós-operatória, considerando as técnicas da época (**KING 1944**) (**WEINSTEN, RYDEVIK e RAUSCHNING 1992**).

A origem da artroplastia como elemento de fusão, a partir de uma prótese de disco pode ser considerada anterior à década de 60. Entretanto, somente na década de 80 implantes de disco começaram a ser adotados. Vários modelos biomecânicos, matemáticos e computacionais têm sido desenvolvidos, na tentativa de obtenção dos dados que reproduzam o modelo mais próximo possível o que ocorre no corpo humano (**KURTZ 2007**).

A junção lombossacra ou L5-S1, a parte mais importante da coluna, é o ponto de apoio da maioria dos movimentos do tronco sobre os membros inferiores. Esta região tem uma característica anatômica interessante, a vértebra L5, que se encontra apoiada sobre o osso inclinado, o osso sacral. Então, toda e qualquer força que incide sobre a vértebra L5 tem um componente que tende a deslocar a vértebra para frente, criando o fenômeno de cisalhamento, causando dor intensa. A maioria das intervenções cirúrgicas com necessidade de fixadores e amortecedores de carga está relacionada com patologias atribuídas a vértebra L5.

Os processos degenerativos, deformidades, tumores e patologias podem provocar instabilidades biomecânicas, que em muitos casos podem exigir tratamento cirúrgico, exemplificado na seção anterior. A estabilização da coluna vertebral pode ser obtida de forma cirúrgica, como por exemplo, por artrodeses simples ou associadas a implantes. Entretanto, é necessário que estes implantes possibilitem uma fixação rígida, simplicidade de manuseio cirúrgico, versatilidade e que os mesmos sejam eficazes.

Alguns autores (**ROY-CAMILLE, SAILLANT e MAZEL 1986**) relataram problemas de afrouxamento em próteses constituídas de uma placa com dois parafusos, utilizados para a fixação interna da coluna lombossacra, ocasionados pela reabsorção óssea sobre a placa ou inflamações, quando utilizados parafusos convencionais.

Médicos e pesquisadores sugeriram várias alternativas para o problema de fixação de implantes, porém Toledo (**TOLEDO 1989**) resolveu fazer uma avaliação mecânica dos dispositivos utilizados convencionalmente na época, para melhor entender a funcionalidade e o projeto dos implantes. Utilizando dois modelos de madeira, simulando as vértebras, o pesquisador verificou que as características estruturais, tanto do implante como do modelo, utilizado para os testes eram compatíveis. Posteriormente, em 1991, foi publicado um estudo biomecânico de um sistema de fixação em coluna vertebral por parafusos pediculares (**PUNO,**

**et al. 1991)** para vários tipos de fixadores e espaçadores (placas e hastes). Os pesquisadores utilizaram vértebras da coluna lombossacra conservadas em formol e modelos poliméricos para os testes mecânicos. Verificaram que as peças obtidas de cadáveres e os modelos poliméricos possuíam a mesma capacidade de absorver energia.

Em 1994, no Brasil, o médico Afrane Serdeira, (**SERDEIRA 1994**) projetou um dispositivo em "U", na liga Ti6Al4V, para a fixação da coluna lombossacra, utilizando os resultados de estudos biomecânicos realizados pelo autor com o modelo de madeira de Toledo. Os implantes foram submetidos a esforços de flexo-compressão para a determinação da estabilidade axial e radial, o limite de elasticidade e a resistência mecânica dos mesmos. Vários problemas clínicos foram relatados, com implantes de coluna, em relação à ruptura e deformação de parafusos devido aos esforços aplicados no mesmo (**BLUMENTHAL e GILL 1993**).

A substituição total de discos (STDs) é uma nova abordagem para estabilizar dinamicamente a coluna vertebral em segmentos, considerada a segunda maior categoria de artroplastia para a coluna. Esta abordagem vem ganhando popularidade e muitos tipos de implantes já estão sendo desenvolvidos. STD's é recomendado para reduzir dores e originadas, por exemplo, pela degeneração de disco preservando o movimento da coluna, e com objetivo de estabilizar em segmentos, mas mantendo no mínimo os graus de liberdade similares aos obtidos pelo disco vertebral natural.

Para desenvolvimento de novos projetos, alguns estudos comparativos entre alguns implantes comerciais sugerem que a quantidade de graus de liberdade afeta a transferência de cargas durante o movimento (**ROUSSEAU 2006**).

Por isso, a aplicação dos conceitos mecânicos para explicar o comportamento de implantes torna-se fundamental para solucionar problemas clínicos relacionados aos mesmos.

### **2.7.1. Materiais Utilizados em Implantes**

As propriedades mecânicas determinam o comportamento dos materiais de engenharia sob forças e cargas aplicadas. A resposta deles às forças aplicadas dependerá do tipo de ligação, do arranjo estrutural dos átomos e das moléculas, do tipo e o número das imperfeições que estão sempre presentes nos sólidos (exceto em circunstâncias raras). Para esta razão as propriedades mecânicas são muito sensíveis ao processo de obtenção e fabricação. Isso pode resultar em características altamente variáveis mesmo nos materiais de mesma composição química. Quando algum tipo de tensão é aplicado, pode-se mudar o comportamento de um material mesmo com variação de sua composição química, o

tratamento térmico, ou a temperatura. Muito do conhecimento do comportamento mecânico dos metais resulta dos estudos dos aspectos microscópicos da deformação plástica. Talvez a realização mais importante venha da compreensão dos movimentos de deslocamento e das suas interações que as características da rede cristalina, tais átomos de uma impureza, ponto de defeitos, dos contornos de grãos, e da superfície livre dos materiais (CALLISTER Jr. 2002) (PARK e BRONZINO 2003).

Os aspectos macroscópicos, a deformação plástica, são considerados com a determinação do fluxo plástico, que ocorre no limite de elasticidade. Assim, as propriedades da maioria dos materiais são especificadas por: rendimento; força de tensão; alongamento; área de redução; força compressiva. É importante poder correlacionar estas propriedades com a estrutura microscópica e seu comportamento.

Quando metal é utilizado no projeto de implantes, deve ser duro, forte, não corrosível, biologicamente inerte e facilmente esterilizável. Os mais comumente usados são aços inoxidáveis, ligas de cobalto e cromo e ligas de titânio.

Ligas baseadas em cobalto devem ser cilíndricas ou forjadas. Os implantes assim são difíceis de manufaturar, porém são mais fortes, mais rígidos e menos propensos a corrosão que o aço.

Ainda não se encontrou um material ideal para todos os propósitos. O aço inoxidável, em virtude de sua relativa plasticidade, pode ser trabalhado a frio, com isto consegue-se obter implantes com geometrias complexas por forjamento ou dobramento.

Um dos primeiros materiais não-metálicos utilizados em implantes foi o Polietileno (PE). O PE é utilizado em cirurgias de STD, na Europa como material base desde a década de 80. Apesar do sucesso alcançado pelo PE como biomaterial, sua limitação está associada a danos que ocorrem em sua superfície e degradação com o tempo de utilização, sendo reconhecido como o limite de duração semelhante ao implante ortopédico (KURTZ 2007).

Apesar do Polietileno de Ultra-alto Peso Molecular (UHMW) ser amplamente utilizado no projeto de implantes os problemas relacionados com a vida útil, por uma sugerida deterioração em tempos prolongados de utilização, indicaram sua não utilização neste novo *design* de implante proposto.

Outra família de polímeros largamente utilizada para produção de implantes desde os anos 80 são os PEEK's (poli-éter-éter-cetona). A literatura científica demonstra extensivos relatos sobre sua estrutura, propriedades mecânicas e resistência química como biomaterial. Mas o PEEK como biomaterial para implantes de coluna, foi introduzido através de "cages" pela empresa AcroMed (Cleveland, OH e agora pela DePuy Spine, Raynham, MA). Cages

foram desenvolvidos para estabilizar a coluna lombar ou cervical e facilitar a fusão para os tratamentos de dores nas costas por degeneração de discos ou instabilidades (**KURTZ 2007**).

Para este trabalho, o novo implante será desenvolvido em titânio puro, devido a dois fatores: o primeiro esta relacionado ao baixo módulo de elasticidades (E), cerca de 100.000 MPa, que esta mais próximo se comparado a outros biomateriais metálicos, ao E encontrado no tecido ósseo (10.000 ~ 30.000)MPa do que outros metais metálicos; o segundo, é a limitação da vida útil dos implantes associados a materiais poliméricos. Assim, por se tratar de um estudo acadêmico, que tem o objetivo de iniciar uma discussão sobre a produção de novos implantes por metalurgia do pó, tratarei com mais profundidade as propriedade e características do titânio.

### **2.7.1.1. Características e Propriedades do Titânio**

O titânio é o quarto elemento metálico mais abundante na crosta terrestre, sendo geralmente encontrado no estado natural combinado quimicamente com o oxigênio e com o ferro. Pode apresentar duas formas alotrópicas. Em temperatura ambiente, o titânio não-ligado (comercialmente puro) tem estrutura hexagonal compacta (hcp) denominado fase ( $\alpha$ ). O titânio é um metal leve com um alto ponto de fusão (1668°C). Na temperatura de 882°C, temperatura de transformação, a estrutura passa à cúbica de corpo centrado (bcc). O controle dessas variações cristalográficas através da adição de elementos de liga e tratamentos termoquímicos é a base para o desenvolvimento de um grande número de ligas e propriedades (**JAVORSKY 2001**) (**FROES e SCHWANKE 1984**).

Para a classificação do titânio comercialmente “puro” em graus de pureza, os quatro primeiros diferem em conteúdo de oxigênio e ferro, como mostra a Tabela 1. O titânio puro comercialmente de grau 1 tem mais alta pureza e mais baixa resistência, controlada pelo número de impurezas, sendo usado onde sua pureza é requerida. Já o titânio puro de grau 2 é usado com mais frequência em virtude de suas propriedades mecânicas superiores e menor custo do que o grau 1. Os graus 3 e 4, respectivamente aumentam sua resistência se comparadas a de grau 2, enquanto as de grau 7 e 12 possuem melhor resistência à corrosão se comparado ao de grau 2 em ácidos de redução e clorídricos.

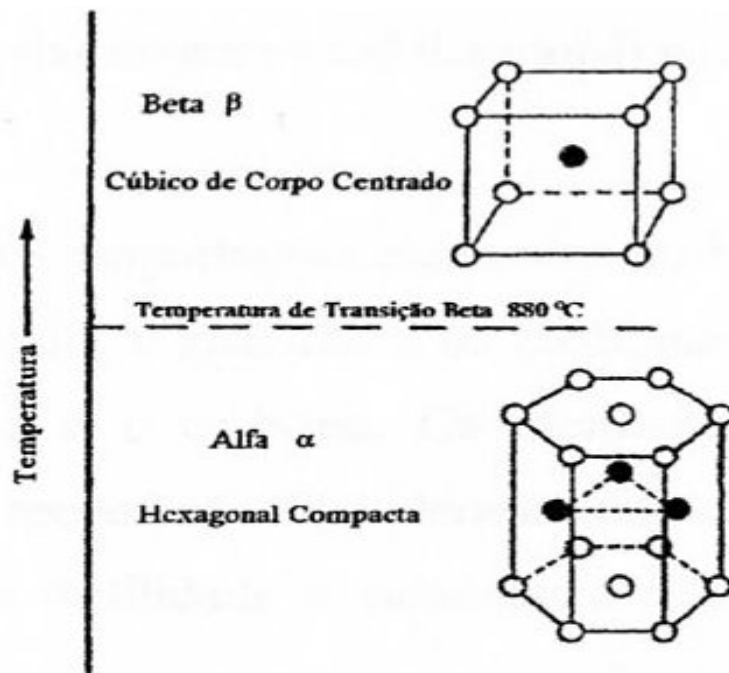


Figura 9: Formas alotrópicas do Titânio (FROES e SCHWANKE 1984)

As mais importantes propriedades físicas do titânio do ponto de vista comercial é a alta razão entre resistência mecânica e densidade, tensão de ruptura superior a 200MPa e uma densidade de aproximadamente 4,5 g/cmm<sup>3</sup>.

As ligas de titânio são as preferidas da indústria de implante e próteses. Podem ser obtidas por sinterização e depois trabalhadas. As ligas do tipo Ti6Al4V são as mais utilizadas e podem ser obtidas de várias formas geométricas, como tubos, placas, fios e barras. Sujeitas a tratamentos térmicos de solubilização e envelhecimento, podem ser forjadas. Em geral as ligas de titânio possuem boa biocompatibilidade e excelente ósteo-integração, porém, são mais susceptíveis ao desgaste que os aços (BIRD, et al. 1991).

Ligas de titânio podem ser trabalhadas e moldadas de modo semelhante ao aço, sendo resistentes à corrosão. Contudo, as próteses de metal com metal, estão mais sujeitas à atrito e desgaste com o uso, bem como a formação de resíduos (VENDRAME 2000).

Cuidado na utilização e manipulação do titânio é necessário, em especial o pó de titânio por ser pirofórico, ou seja, a capacidade de entrar em combustão espontânea com o ar e soltar faíscas quando suas partículas são quebradas. Uma possível combustão é possível de ser controlada com o abafamento do ar atmosférico a partir de pós minerais especiais, como por exemplo, a vermiculita. Em contrapartida, acredita-se que seus sais não sejam especialmente perigosos. Entretanto, seus cloretos, como TiCl<sub>3</sub> e TiCl<sub>4</sub>, são considerados corrosivos.

Apesar do baixo módulo de elasticidade do titânio (~116GPa), quando comparado a outros materiais metálicos utilizados em implantes como AISI 316l (~190GPa), ainda há uma grande defasagem entre os módulos do titânio e do osso (10GPa ~30GPa), podendo ocorrer

severas concentrações de tensões e conseqüentemente falhas. Um caminho para resolver esse problema, é baixar o módulo de elasticidade do titânio incluindo poros em sua estrutura, minimizando ou eliminando as tensões para proteger os tecidos ósseos adjacentes, e eventualmente prolongar a vida útil dos implantes. Algumas técnicas que utilizam espuma, conseguiram fabricar titânio poroso com 78% de porosidade em um módulo de elasticidade de apenas 5,3GPa (CHEN, et al. 2009) (CACHINHO e CORREIA 2007). As propriedades físicas do titânio estão descritas Tabela 2.

Tabela 1: Requisitos ASTM para diferentes graus de titânio.

Elementos	Grau 1	Grau2	Grau3	Grau 4	Grau 7	Grau 12
Nitrogênio, máx.	0,03	0,03	0,05	0,05	0,03	0,03
Carbono, máx.	0,10	0,10	0,10	0,10	0,10	0,08
Hidrogênio, máx.	0,015	0,015	0,015	0,015	0,015	0,015
Ferro, máx.	0,20	0,30	0,30	0,50	0,30	0,30
Oxigênio, máx.	0,18	0,25	0,35	0,40	0,25	0,25
Paládio	-	-	-	-	0,12-0,25	-
Molibdênio	-	-	-	-	-	0,2-0,4
Níquel	-	-	-	-	-	0,6-0,9
Total residuais, máx.	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4
Titânio	Bal.	Bal.	Bal.	Bal.	Bal.	Bal.

Tabela 2: Propriedades Físicas do Titânio ASTM F-67, ISO 5832-2

PROPRIEDADES FÍSICAS	VALORES [S.I.]
Densidade	4,5g/cm <sup>3</sup>
Dureza, Brinell	70
Dureza, Vickers	60
Tensão Limite de Ruptura	220 MPa
Tensão Limite de Elasticidade	140 MPa
Alongamento máximo	54%
Módulo de Elasticidade	116000 MPa
Módulo de Poisson	0,34

A maior limitação do titânio é a alta reatividade química com outros elementos, principalmente o oxigênio, em elevadas temperaturas. Como titânio é um metal muito reativo,

e mais ainda no estado líquido, ele tende a reagir com moldes de fundição processos, causando o desgaste do moldes, a contaminação do metal superficial, bem como a necessidade de limpeza e acabamento final das peças (ESTEBAN e RUIZ 2008). A metalurgia dos pós evita estes problemas, pois a união dos pós ocorre em estado sólido. Entretanto, uma das principais características do titânio é sua elevada resistência à corrosão em temperatura ambiente, com excelente resistência ao ar, a atmosfera marinha e a uma grande variedade de atmosferas industriais (DONACHIE Jr 1985).

### **2.7.2. Fatores de Falência em Implantes**

Os implantes podem não resistir às forças biomecânicas de angulação que estão submetidas quando dentro do corpo humano. É comum acontecerem fraturas por fadiga das placas e parafusos quando estão com problemas relacionados à corrosão, a metais diferentes, à fricção, ao desgaste e à infecção (**BARROS 1993**).

A corrosão pode ser iniciada, por exemplo, pelos danos resultantes da abrasão de duas superfícies diferentes ou por pequenas imperfeições superficiais, causadas pela falência ou por fadiga.

Metais diferentes ou metais de lotes diferentes, imersos em solução e em contato com outro metal podem dar origem a uma corrosão galvânica, com destruição rápida do metal mais reativo.

O coeficiente de atrito entre duas superfícies quaisquer é constante, independentemente do seu tamanho. Contudo sua força exerce uma influência marcante sobre esta propriedade. Em uma articulação, a força (momento) pode estar relacionada ao ângulo da articulação envolvida e a sua amplitude de movimento. O uso de metal e plástico apresenta um pequeno coeficiente de fricção, sendo melhor, por conseguinte, para substituições articulares.

O metal não causa infecção por si só, porém os implantes podem estimular a persistência da mesma, uma vez que impedem a drenagem. Lascas duras de osso ou cimento de acrílico aderido à superfície podem provocar sua desintegração causando a rejeição da peça.

A utilização de alguns tipos de polímeros, por exemplo, o polietileno apresenta problemas de ruptura ou degradação em próteses para a coluna com a utilização por períodos prolongados, aproximadamente 12 anos. Este tipo de relato já é encontrado na literatura em implantes de joelhos e quadril que também utilizam este tipo de polímero (KURTZ 2007).



## 2.8. Engenharia Virtual

A engenharia virtual se caracteriza pela utilização de *softwares* para o desenvolvimento de produtos, muito comum na indústria de bens de consumo. Estes *softwares* trabalham com o auxílio do CAD (Desenho Auxiliado por Computador) e CAE (Engenharia Auxiliada por Computador) baseada em “*features*” (ZEID 1991), que definem além das características geométricas, as propriedades, características mecânicas e físicas dos produtos. A maioria dos *softwares* comerciais do tipo CAD possui bibliotecas com propriedades de diversos materiais, facilitando o estudo do comportamento de um produto.

O CAD auxilia a simular configurações geométricas do implante com o objetivo de manter a maior similaridade possível com os graus de liberdade existente na coluna vertebral. Mantendo estes movimentos, conseqüentemente haverá uma melhor distribuição das tensões resultantes, principalmente na interface entre o implante e osso, mas também com efeitos nas vértebras e discos adjacentes ao implante (ROUSSEAU 2006). Alguns autores já conseguem simular os movimentos de discos implantados em seres-humanos utilizando técnicas de engenharia reversa e engenharia virtual (JONGH, BASSON e SCHEFFER 2008).

### 2.8.1. Modelo em CAD de três dimensões

Com o contínuo avanço tecnológico, a soma de informações e conhecimentos que devem estar sob o domínio do engenheiro cresce ininterruptamente. Os sistemas CAD se propõem a auxiliar a manipulação e criação destas informações, sistematizando os dados de projeto envolvidos, possibilitando uma rápida reutilização de informações quando necessário.

Os sistemas CAD deveriam suportar qualquer atividade de projeto na sua criação, modificação, recuperação ou documentação. Apesar da sigla “CAD” incluir o termo “Design”, observa-se que são poucos os casos em que o computador efetivamente projeta alguma coisa, servindo mais como uma ferramenta de auxílio à confecção de desenhos de engenharia. Sua maior contribuição se dá no modelamento dos produtos e seus componentes, e no detalhamento de seus desenhos. As vantagens oferecidas no apoio ao projeto podem ser comprovadas em muitas de suas etapas, desde uma melhor documentação e apresentação do produto, com melhoria da qualidade dos desenhos, diminuição de tempo e custos aumentando a produtividade geral, até um gerenciamento otimizado do projeto.

Segundo Groover, o CAD pode ser definido como a utilização de um sistema computacional para o auxílio na criação, modificação, análise e/ou otimização de um projeto (GROOVER e ZIMMERS Jr 1997).

### 2.8.2. Análise e Otimização em CAE

Essa ferramenta computacional auxilia na análise estrutural do protótipo após modelagem em CAD. Com o CAE, a vida do engenheiro projetista foi simplificada, pois antigamente os cálculos eram feitos manualmente de forma analítica, e muitas considerações do meio não eram avaliadas. Com a utilização da metodologia CAE o tempo de projeto reduziu cerca de 50%, e com maior fidelidade do que o modelo real, se comparada às considerações realizadas de forma manual. Os softwares de CAE utilizam modelos digitais para simular fenômenos reais através de métodos numéricos. O mais difundido atualmente é o FEM (Método dos Elementos Finitos), o qual discretiza o desenho de CAD em muitas partes finitas, resolvendo então um conjunto de equações algébricas para obter os resultados desejados em função das solicitações, da geometria e dos dados físicos dos materiais **(BATHE 1996)**.

O FEM tem sua origem nos anos 40. Foi largamente utilizado apenas nos últimos 20-30 anos devido aos avanços tecnológicos dos equipamentos computacionais. Ele consiste basicamente em uma evolução de métodos antigos, como por exemplo, Método de Ritz estabelecido em 1909 **(ALVES 2002)**. Devido às suas características de flexibilidade e estabilidade numérica, o método pode ser implantado como um sistema computacional, de forma consistente e sistemática. O FEM trata-se da análise numérica técnica para obtenção de soluções aproximadas dos mais variados tipos de problemas de engenharia. Embora originalmente fosse desenvolvido para estudos de tensões em complexas estruturas de fuselagem de aeronaves, acabou sendo estendido e aplicado para análises de mecanismos. Em muitos casos, esse método é capaz de fornecer uma solução aceitável, ainda que no ponto de vista matemático a solução seja uma aproximação **(CHANDRUPATLA 1997)**.

O processo de dividir um domínio desconhecido em subdomínios conhecidos é chamado de discretização. Consiste, por exemplo, na geração de uma malha de elementos. Estes subdomínios podem ser de forma geométrica qualquer, como triângulos, quadriláteros etc. Pode também misturar formas geométricas. Os sub-domínios são chamados de elementos, e os vértices desses elementos são chamados de nós. As propriedades dos materiais utilizados nos cálculos matemáticos são armazenadas nos nós de cada elemento, ou em outros lugares ao longo do contorno, com o objetivo de alcançar maior precisão. Então os cálculos são executados com esses valores para se obter os resultados de alguns pontos. As posições desses pontos são determinadas pelo tipo de integração aplicada, pela coordenada inicial do módulo e pelo formato do elemento **(KENNETH e THORNTON 1942)**. Atualmente o FEM é

utilizado para os mais variados tipos de cálculos de engenharia, como por exemplo, estrutural, transferência de calor, eletromagnetismo, fluidos sendo eles estáticos ou dinâmicos.

Os softwares de CAE baseados em análise por elementos finitos (FEM) são largamente utilizados para o cálculo de tensões, deslocamentos, vibração, transferência de calor, escoamento de fluidos, instalações industriais e outras aplicações.

A indústria de dispositivos para implantes e próteses está cada vez mais se valendo das ferramentas de CAD/CAE adaptadas aos conceitos biomecânicos para criar, modificar, analisar e adaptar estas exigências médicas.

É normal a utilizados de modelos em FEM para simulação da degeneração dos discos intervertebrais, e em alguns casos retirando-se as complexas características hidrostáticas do núcleo. Modelos virtuais em FEM das vértebras L4 e L5 foram criados utilizando-se esta premissa, demonstrando que a degeneração afeta sensivelmente a quantidade de movimentos (flexão e extensão) dos discos (GOTO 2002).

Assim, a qualidade da prótese de um implante está diretamente ligada a sua qualidade estrutural para suportar as exigências e os esforços dentro do corpo humano. Qualidade esta, que pode ser alcançada com a aplicação dessas ferramentas.

## 2.9. Metalurgia do Pó

A metalurgia do pó (MP) é o processo metalúrgico de fabricação de peças metálicas, que se distingue dos processos metalúrgicos convencionais por utilizar pós metálicos e não-metálicos como matéria-prima, para produção de componentes com características estruturais e físicas que dificilmente podem ser obtidas por qualquer outro processo metalúrgico. Outras características relevantes que distingue a MP dos processos metalúrgicos convencionais são: ausência de fase líquida ou presença parcial durante o processo de fabricação; possibilidade de produzir peças com formas definitivas, dentro de tolerâncias muito estreitas sem a necessidade de usinagem posterior ou outra operação de acabamento; possibilidade de produzir peças com características estruturais especiais, como de porosidade controlada e características físicas impossíveis de serem obtidas por qualquer outro processo metalúrgico (F. H. FROES 1998) (CREMONESI, et al. 2009). Algumas das técnicas para a produção de pequenas partículas de pó apresentadas na Tabela 13.

Os procedimentos mais comumente utilizados para obtenção dos pós-metálicos são:

- Reações químicas e decomposição;
- Atomização de metais fundidos;
- Deposição eletrolítica;

- Processamento mecânico de materiais sólidos.

Tabela 3: Técnicas para a produção de pequenas partículas de pó (GERMAN e BOSE 1997).

Técnica	Tamanho (µm)	Forma	Material	Custo
Atomização a gás	5 à 40	Esférica	Ligas	Alto
Atomização a água	6 à 40	Arredondada	Ligas	Moderado
Atomização centrífuga	25 à 60	Esférica	Ligas	Alto
Atomização a plasma	2 à 40	Esférica	Ligas	Alto
Carbonyl	0,2 à 10	Esférica	Elementos	Moderado
Oxi-redução	1 à 10	Poligonal	Elementos	Moderado
Precipitação	0,1 à 3	Poligonal	Compostos	Baixo
Moagem	0,1 à 400	Irregular	Materiais frágeis	Moderado

Dentre os processos citados anteriormente, destaca-se a fabricação de pós por atomização, que consiste em desintegrar um filete de metal fundido com um jato pressurizado de água ou gás (ar, hélio, argônio etc). O titânio e suas ligas possuem alta ductilidade, o que dificulta sua cominuição (quebra em partes menores sob a forma de pó) através do processo de moagem. O Processo Hidretação – Dehidretação (HDH) consiste na fragilização do titânio por ação do hidrogênio como elemento de liga temporário na forma de hidreto (MITKOV e BOZIC 1996).

O mercado em metalurgia do pó vem crescendo à décadas e de forma mais acentuada nos últimos anos, principalmente os processos baseados em MIM, **Figura 10**.

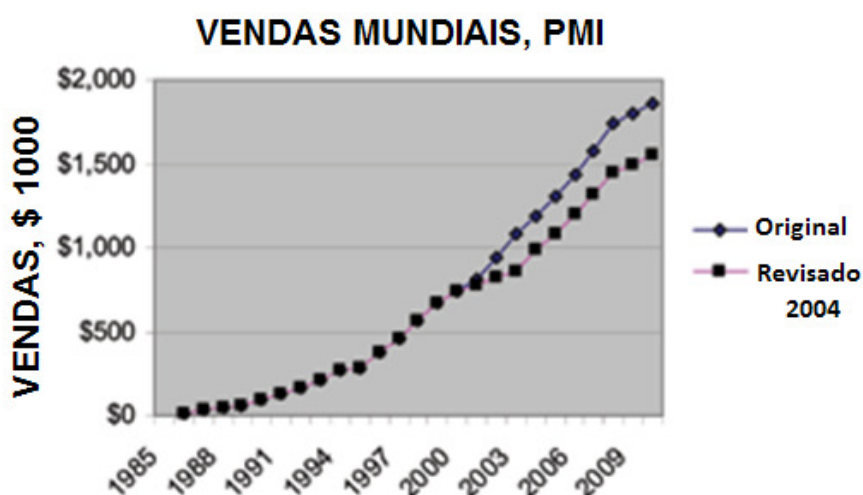


Figura 10: Vendas mundiais em MIM (METAL POWDER 2009)

A MP destaca-se como um processo mais simples e econômico para a produção de peças com geometrias complexas e próximas ao formato final *near-net shape*, e por ser a única alternativa viável na obtenção de componentes com estrutura porosa, característica muito importante para osseointegração dos implantes ósseos (HENRIQUES 2005).

Devido ao seu elevado potencial estratégico, o estudo desta tecnologia vem crescendo significativamente nas últimas décadas, principalmente para a fabricação de peças de pequeno porte.

Parte do crescente interesse pela metalurgia do pó está relacionada por sua produção econômica em série, e uma boa relação entre qualidade e complexidade do produto final, Figura 11. Outra vantagem do MIM é poder se obter peças acabadas muitas vezes sem a necessidade de operações posteriores. Neste sentido, novas tecnologias estão sendo desenvolvidas e empregadas com objetivo de melhorar a produtividade e aprimorar a qualidade dos componentes produzidos por esta técnica (GERMAN e BOSE 1997).

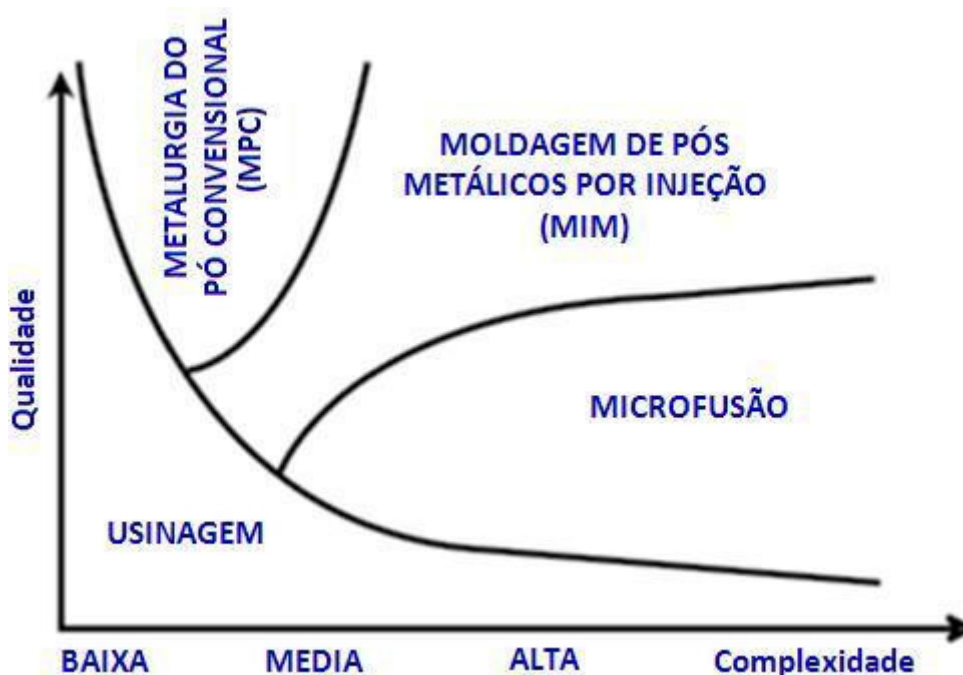


Figura 11: Relação entre qualidade superficial da peça *versus* complexidade geométrica, obtidos por processos de fabricação (GERMAN e BOSE 1997)

A MP ocorre através de dois tipos básicos de processos: Convencional (MPC) e moldagem de pós metálicos por injeção (MIM). Este trabalho, se concentrou no estudo da metalurgia do pó com materiais metálicos para obtenção de implantes, mais precisamente o titânio, obtidos com pós metálicos “finos” de mercado.

### 2.9.1. Metalurgia do Pó Convencional (MPC)

Na compactação é muito importante a determinação da compressibilidade à verde, que significa o quanto uma massa de pó pode ser densificada pela aplicação de pressão. Em outras palavras, a compressibilidade corresponde a uma medida do decréscimo de volume que se

obtem na operação de compactação e que quanto maior seu valor, menor será o nível de porosidade alcançado ao final da sinterização.

A compressibilidade de um pó é afetada por diversos fatores morfológicos da partícula do pó: geralmente quanto mais irregular for a partícula, menor a sua compressibilidade (CREMONESI, et al. 2009). Se a morfologia do pó for caracterizada por possuir poros internos finos, durante a compactação elas podem reter ar no seu interior, prejudicando a compressibilidade, desse modo pós isentos de poros possuem maior compressibilidade. Uma boa composição granulométrica favorece a compressibilidade dos pós metálicos. Substâncias não-metálicas, tais como óxidos não reduzidos, reduzem a compressibilidade, devido sua dureza e baixa gravidade específica; dureza do metal ou da liga metálica sob compactação. A compressibilidade é igualmente afetada pela presença de lubrificantes sólidos, devido seu baixo peso e o volume que ocupam na massa de pó. Finalmente, a adição de elementos de liga tais como grafita e enxofre geralmente prejudica a compressibilidade.

O processo convencional de metalurgia do pó caracteriza-se pela aplicação de pressão sobre pós-metálicos, também chamada compactação ou moldagem. Seu objetivo é produzir objetos, em escala comercial, através de aplicação de pressão, por punções, no interior de matrizes cujas cavidades correspondem à forma e dimensões das peças finais, resultando na chamada peça verde. Um fluxograma esquemático do processo executado no LdTM esta exemplificado na Figura 12.

O processo consiste em adicionar uma quantidade específica de pó do metal base a elementos de liga e lubrificantes, misturados de forma homogênea, compactando-os numa matriz montada em uma prensa de compressão.

Inicialmente quando a prensa trabalha ocorre uma densificação da mistura, sem produzir adesão entre elas. Se o processo for interrompido, a mistura não manterá uma forma com contornos definidos. O aumento da pressão provocará deformação plástica das partículas. As partes mais finas de cada partícula sofrerão deformação ou quebra que favorece o entrelaçamento dos grãos, produzindo uma espécie de “solda fria”. Com o aumento da compressão, o atrito do material contra as paredes da matriz e a fricção interna das partículas eleva a densidade do material aos valores desejados (IERVOLINO 2008).

A aplicação de calor durante ou após a compactação é utilizada para aumentar a ligação entre as partículas. Este processo de aquecimento abaixo do ponto de fusão é chamado de sinterização.

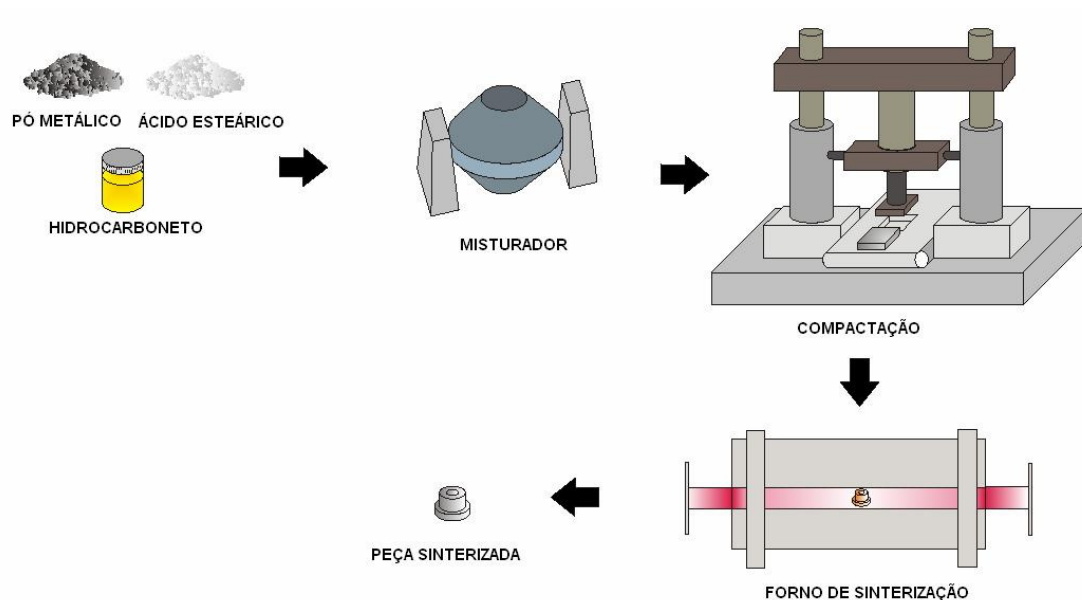


Figura 12: Fluxograma esquemático de metalurgia do pó convencional (LUNA 2008).

A adaptabilidade de um dado material à fabricação por sinterização depende das propriedades de seu pó, do modo de manufaturá-lo e, obviamente, de ser ou não possível obter o material na forma de pó. As propriedades dos pós incluem tamanho e distribuição de tamanhos (granulometria), forma, resistência mecânica, teor de contaminantes e densidade aparente (que inclui os poros dentro de cada partícula). Muitas dessas propriedades estão relacionadas com o modo como o pó é obtido. O tamanho das partículas normalmente empregadas em sinterização fica entre  $0,5\mu\text{m}$  a cerca de  $200\mu\text{m}$ .

A distribuição do tamanho das partículas (granulometria) também afeta o comportamento em sinterização e as propriedades da peça sinterizada.

Segundo Thummler e Oberacker (THUMMLER e OBERACKER 1994), alguns pós possuem baixa escoabilidade e assim sendo precisam ser misturados a algum tipo de lubrificante para permitir o preenchimento uniforme da matriz de compactação. Outros pós, por terem uma ampla faixa de distribuição granulométrica são mais desejáveis, pois no momento da compactação as partículas mais finas, ocupam os espaços entre as partículas maiores. Os autores também descrevem que pós mais grosseiros são mais fáceis de serem compactados, mas a sinterabilidade e a densificação uniforme são mais difíceis de serem alcançadas. A escolha do tipo de pó a ser usado para moldagem e sinterização depende do fator de forma da partícula e da rugosidade da mesma. A Figura 13 apresenta as principais geometrias de pós utilizados na metalurgia do pó.

Entretanto, algumas das características do pó podem ser controladas, tais como a distribuição granulométrica, superfície livre específica, composição química, densidade

aparente, escoabilidade e compactabilidade (GALIO, MÜLLER e SCHAEFFER 2003). A influência qualitativa das partículas e morfologia dos pós esta apresentada na Tabela 4.

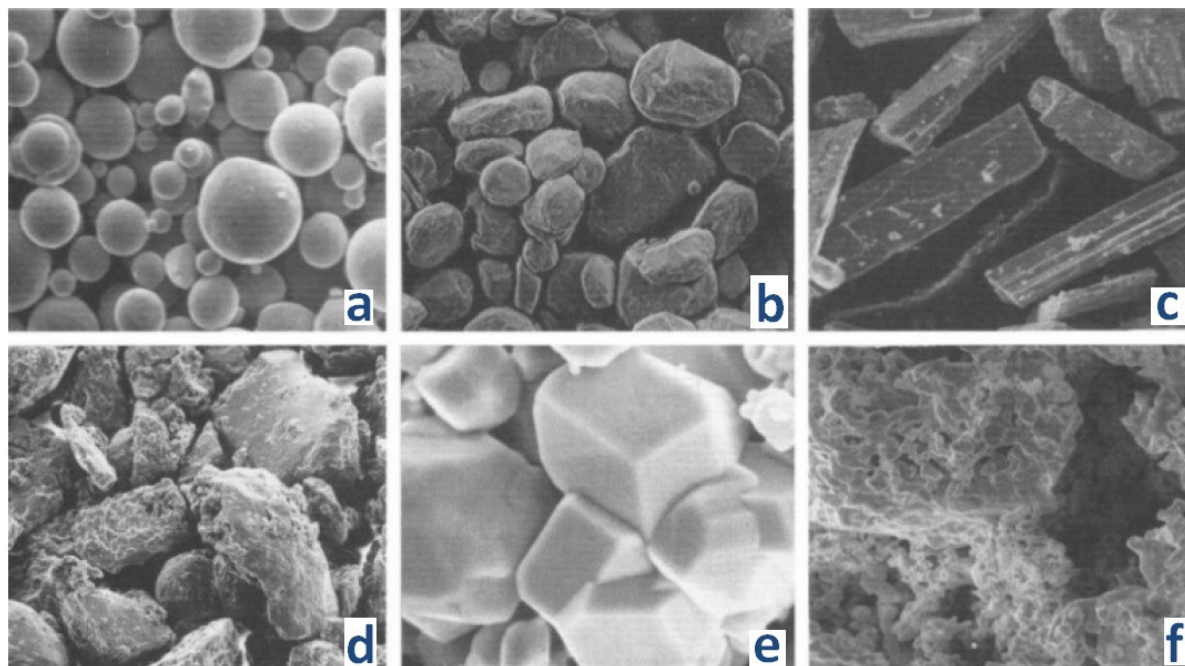


Figura 13: Exemplo de morfologias dos pós comercializados: (a) esférico, (b) arredondado, (c) angular, (d) irregular, (e) poligonal, (f) esponjoso (THUMMLER F. 1994)

Tabela 4: Influência qualitativa das partículas e morfologia dos pós.

	Vantagens	Desvantagens
Tamanho de partícula pequena	Rápida sinterização, menor defeitos de moldagem, retenção de forma	Extração lenta, maior contaminação, maior contração, alta viscosidade, maior aglomeração
Forma esférica	Alta compactação, baixa viscosidade, melhor fluxo	Baixa resistência, alto custo, desmoronamento na extração
Larga distribuição	Alta compactação, menor contração na sinterização	Menor qualidade, microestrutura heterogênea, extração lenta

Na maioria das aplicações envolvendo pós se deseja uma boa capacidade de empacotamento. O espaço só pode ser completamente preenchido por estruturas definidas pelas redes de Bravais (14 ao todo). O preenchimento do espaço com qualquer outra estrutura vai implicar no surgimento de vazios (poros). Se os interstícios são preenchidos com esferas de menor tamanho é possível, do ponto de vista teórico, que se atinjam fatores de empacotamento próximos de 0,98.



Partículas esféricas apresentam bom escoamento, mas baixa compressibilidade. Partículas arredondadas de forma irregular podem combinar o bom escoamento com a boa compressibilidade. A mistura de partículas de diferentes tamanhos pode aumentar a densidade aparente,  $\rho_A$ , porém se as partículas de menor tamanho estão em grande quantidade estas podem provocar uma queda em  $\rho_A$ . A densidade aparente, portanto, pode ser manipulada pela adição de pós de vários tamanhos e formas, **Figura 14**.

O volume de uma massa de esferas de mesmo tamanho e empacotado em um sistema cúbico simples é usualmente ocupado, cerca de metade (52% exatamente), pelas próprias partículas, e a outra metade pelos espaços (48% exatamente) entre as partículas. Quando se adicionam partículas de menor tamanho, elas tendem a ocupar primeiro esses espaços, reduzindo o volume de vazios. Um pó com diferentes tamanhos de partícula apresenta maior densidade aparente que de tamanho único. Para que o produto final seja poroso, por exemplo, um filtro, é desejável utilizar partículas esféricas e de mesmo tamanho ou ainda variando o tamanho das partículas numa estreita faixa de valores.

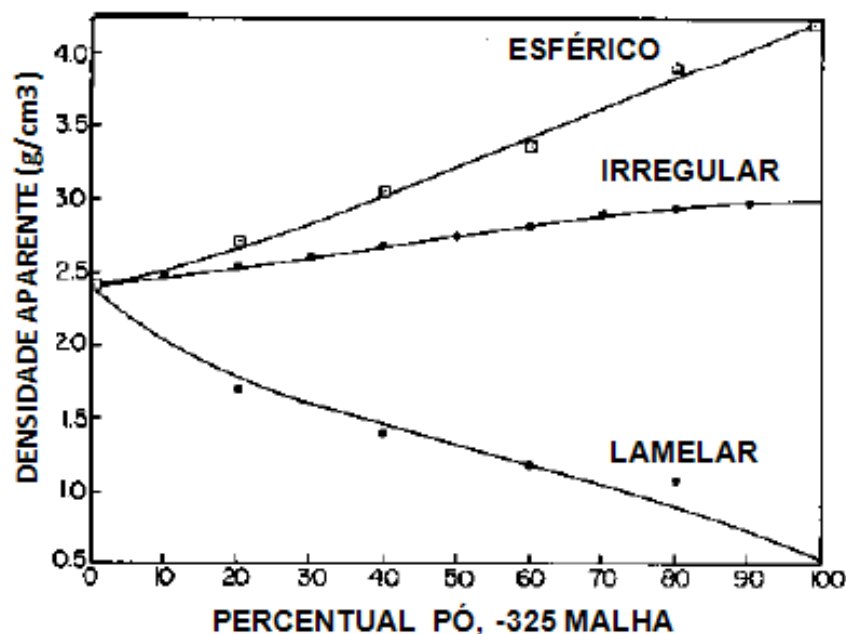


Figura 14: Efeito da adição de partículas finas (-325 mesh, menor que 44  $\mu\text{m}$ ) de diferentes formatos ao aço 316 (+325 mesh, maior que 44  $\mu\text{m}$ ). FONTE: Adaptado (CETEC 2009)

A sinterização é realizada em fornos especiais com ciclo, temperatura e tempos específicos para cada tipo de pó/material. Geralmente ocorre entre 70% e 80% da temperatura de fusão do metal ou liga metálica em questão, sob condições muito bem controladas de temperatura, tempo e ambiente, propiciando resistência mecânica e outras propriedades do material compactado. Na sinterização ocorre, normalmente, uma deformação do compactado, que se contrai, podendo chegar a uma redução de 40% do seu volume inicial ou a uma redução linear de cerca de 16 % (GERMAN e BOSE 1997).

A evolução da distribuição da porosidade durante a sinterização quando da ocorrência de falha de preenchimento e o fenômeno de rotação das partículas foi demonstrado por Exner, citado por Thummler e Oberacker (THUMMLER e OBERACKER 1994), através de um experimento específico, no qual sinterizou esferas de cobre entre si, arranjadas de forma não regular sobre uma placa de vidro.

Adicionalmente, dependendo de características do componente, é necessário um tamboreamento para rebarbar a peça e passar por uma nova compactação, neste caso chamado de recompactação e conseqüente nova sinterização. Porém, a geometria, pode passar por processos convencionais de usinagem, soldas e posteriormente por processos de tratamentos térmico e revestimento superficial dependendo das exigências e requisitos de projeto para o produto final.

Ainda há que se considerar todos os detalhes que fazem parte da moldagem, podendo haver uma variação sensível de densidade de acordo com o processo de prensagem escolhido.

Projeto de componentes com geometrias que possuem várias alturas, demandam punções múltiplos, tornando o ferramental caro. É recomendável, evitar o projeto de peças com cantos vivos, para não variar o controle da densidade ao longo da peça e quebras prematuras de ferramentas (GERMAN e BOSE 1997).

### **2.9.2. Moldagem de Pós Metálicos por Injeção (MIM)**

A combinação do processo de moldagem de termoplásticos com o processo de metalurgia do pó resulta no processo de moldagem de pós-metálicos por injeção (do inglês *Metal Injection Moldind* - MIM). Uma vantagem deste processo é possuir poucas etapas de processamento, podendo ainda utilizar como matéria-prima material reciclado como sucatas de usinagem ou lascas de titânio. É uma das ferramentas para produção de peças de pequena seção e formas complexas com maior expansão de mercado (MILKE 2000). Um fluxograma esquemático do processo executado neste trabalho está demonstrado na Figura 15.

A MIM é um método utilizado para produzir peças pequenas, peças com geometria complexas, peças com grande precisão dimensional e com a vantagem de ter baixo custo. Essas características indicam que é um método em expansão de produção em massa e com versatilidade a ponto de produzir componentes com formas e geometrias complexas em diferentes tipos de materiais.

Assim como no processo convencional, a MIM requer uma carga injetável. A carga injetável é produzida pela mistura de pó metálico de hidreto de titânio com um sistema aglutinante composto normalmente por ceras e polímeros. O sistema aglutinante serve de

veículo temporário para compactar homogeneamente as partículas de pó na forma desejada e então, manter as partículas nesta forma até o início da sinterização (GERMAN e BOSE 1997).

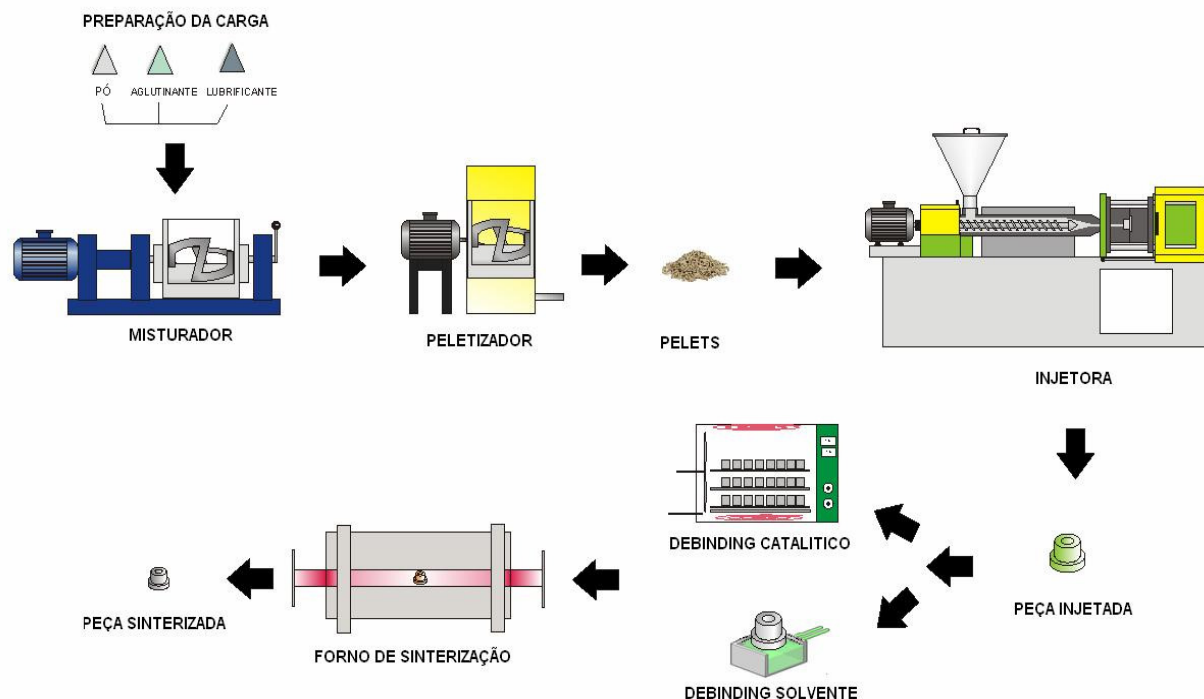


Figura 15: Fluxograma do processo de metalurgia do pó MIM (LUNA 2008)

O *feedstock* é injetado em uma matriz metálica a qual molda a carga à forma pretendida gerando a chamada peça “verde”. Este procedimento pode ser realizado em equipamentos de alta ou baixa pressão. A preparação do *feedstock* é uma etapa muito importante no processo MIM. A qualidade da mistura depende do tempo de mistura, temperatura da mistura, sequência dos materiais a serem adicionados, tamanho e forma das partículas de titânio.

O *binder* serve como veículo de transporte do pó para compactação homogênea em uma forma desejada, unindo temporariamente as partículas até o início da sinterização, onde a peça obterá suas características finais. Serve também para o preenchimento de todos os espaços entre as partículas e facilita o deslizamento das mesmas durante o processo de moldagem (GERMAN e BOSE 1997).

Na mistura, dependendo das quantidades dos aglutinantes na mistura, como: polímero, parafina, cera de abelha ácido esteárico Figura 16. A Tabela 5, compara algumas cargas utilizadas em trabalhos do LdTM com a literatura em função do percentual de aglutinantes (A. F. GALIO 2004) (LUNA 2008) (GERMAN e BOSE 1997).

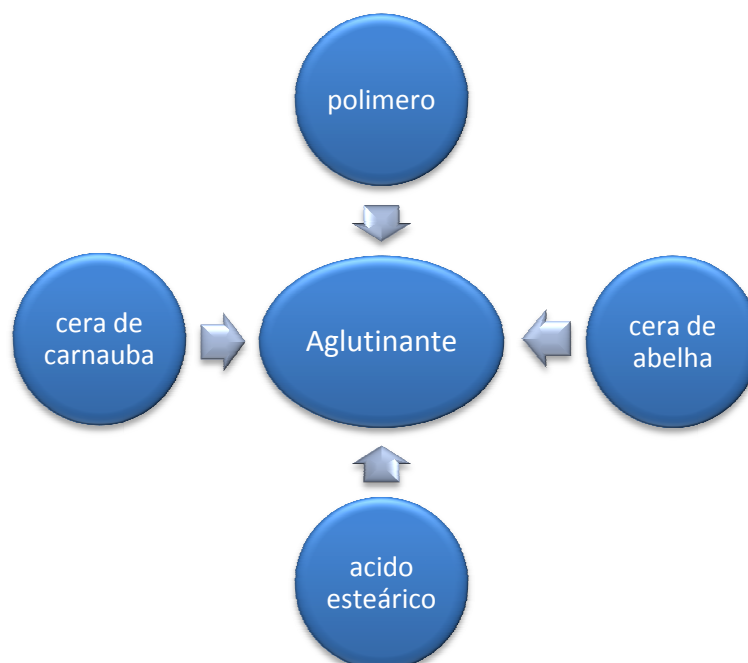


Figura 16: Componentes do sistema *binder* aglutinante.

Tabela 5: Diferentes tipos de aglutinantes (*binder*) e aglutinantes testados, na procura da melhor mistura (LUNA 2008).

	Densidade	Carga 1	Carga 2	Carga 3	Carga 4	Carga 5
Componentes	$\text{g/cm}^3$	[%]	[%]	[%]	[%]	[%]
Polimero (PP)	0,9200	55	50	65	40	45
Parafina	0,9518	20	30	30	55	40
Cera de abelha	0,9285	20	15	0	0	10
Ácido esteárico	0,8390	5	5	5	5	5
Total		100	100	100	100	100
Densidade		0,9242	0,9269	0,9323	0,9334	0,9296

- carga 1: carga para partículas de 25 $\mu\text{m}$  (MILKE 2000);
- carga 2: usada na injeção de pó 10 (MILKE 2000);
- carga 3: aproximação da carga usada (WEIL, NYBERG e SIMMONS 2006);
- carga 4: recomendada para partículas de 10 $\mu\text{m}$  segundo (GERMAN e BOSE 1997);
- carga 5: *binder* para micro pó usada por (LUNA 2008);

Para materiais biomédicos, alguns tipos de aglutinantes adicionam Hidroxiapatita (HA). Esta liga compósita tem o objetivo de combinar a superior bioatividade da HA e as excelentes propriedades mecânicas do titânio, de modo a evitar a fragilidade e baixa resistência à fratura (HEZHOU, LIUB e HONGA 2008).

Após a extração do aglutinante se obtém a chamada peça “marrom”. Para finalizar o processo de fabricação é realizado o tratamento térmico de sinterização onde ocorre a

densificação e conseqüentemente é conferida a resistência mecânica à peça (SUPATI, et al. 2000).

Durante o processo de injeção alguns fatores influenciam na qualidade final do produto como: a velocidade de injeção; pressão de injeção na matriz (não pode exceder a capacidade de fechamento da matriz para que não se abra); temperatura da matriz (deverá ser constante para evitar contração da peça durante resfriamento); temperatura das regiões de aquecimento da carga moldável (determina fluidez da carga e correto preenchimento da cavidade da matriz); tempo de manutenção da pressão e tempo de resfriamento (tempo necessário para solidificar na forma desejada e ser extraído sem deformar-se) (MILKE 2000).

A extração dos aglutinantes (*debinding*) normalmente é realizada em duas etapas. A primeira etapa é a extração química das ceras via solvente e, a segunda etapa é a extração térmica dos polímeros em uma atmosfera inerte controlada de Argônio, para evitar contaminação com oxigênio ou nitrogênio. Assim, o polímero mantém as partículas de pó unidas nos estágios iniciais de extração (BUJA, GERARD e KRUEGER 2007).

A remoção dos aglutinantes através de solventes orgânicos condensados é uma etapa crítica do MIM. Geralmente as ceras são extraídas por solventes, enquanto que os polímeros são removidos por degradação térmica. O polímero mantém as partículas de pó unidas nos estágios iniciais de extração. A extração se dá através da imersão das peças verdes em um fluido que dissolve as ceras do sistema aglutinante, onde volatilizam criando abertura de poros na estrutura para a subseqüentemente extração por evaporação dos polímeros. Quando um injetado é colocado em um solvente líquido ou exposto ao seu vapor, o componente solúvel do sistema aglutinante egressa do injetado por difusão através de uma solução aglutinante-solvente. A difusividade do aglutinante depende da mobilidade molecular do solvente, que geralmente é maior em altas temperaturas e para menores moléculas de solvente.

Na extração térmica, os aglutinantes localizados nos poros, evaporam primeiramente na superfície, formando a porosidade superficial da peça. A degradação dos aglutinantes continua até sua totalidade para o interior da peça resultando em poros cada vez menores. O tempo de extração será determinado pela permeabilidade da mistura, pois partículas rugosas têm uma área superficial maior, contribuindo para uma maior resistência ao fluxo de saída do aglutinante.

A sinterização objetiva conferir à peça de marrom as ligações definitivas entre as partículas de pó. Trata-se de uma ligação química entre as partículas ligadas entre si, de modo a resultar uma massa ou corpo coeso. A sinterização é um tratamento térmico que promove a integridade estrutural à peça “marrom”. Este aumento na densidade ocorre em uma

temperatura próxima ao ponto de fusão do metal. O aumento da união entre as partículas ocorre devido ao movimento atômico estimulado pelas altas temperaturas, fortalece os contatos entre as partículas e altera a geometria dos poros. Quanto mais próximo da temperatura de fusão, mais rápida ocorrerá à sinterização, Figura 17.

Na sinterização, as características finais da peça, tais como resistência mecânica, dureza, porosidade, resistência à corrosão, tensão de escoamento entre outras, são definidas. As ligações formadas durante este processo promovem o aumento de resistência e uma diminuição da energia livre do sistema e contração macroscópica da peça.

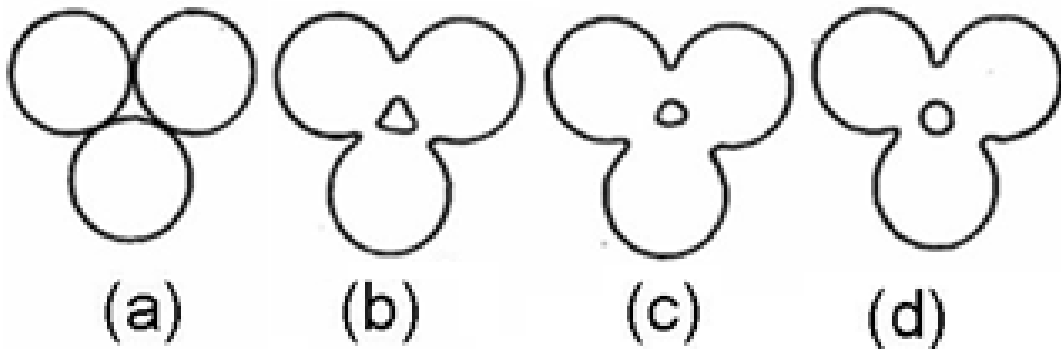


Figura 17: Etapas do processo de sinterização: (a) pontos originais de contato; (b) fortalecimento entre as partículas; (c) e (d) arredondamento dos poros. Adaptado de **(GERMAN e BOSE 1997)**.

Um dos maiores problemas a serem resolvidos para injeção do titânio é o controle no nível de impurezas de oxigênio, nitrogênio e carbono, todos constituintes do *binder* (GERLING, et al. 2006). O Ti necessita de temperaturas de sinterização elevadas para se tornar suscetível à deterioração mecânica devido à porosidade ou aglomeração de poros, podendo gerar peças com níveis insatisfatórios de resistência mecânica.

### 3. MATERIAIS E MÉTODOS

#### 3.1. Conceituação para o projeto do implante

O projeto do implante foi fundamentado na construção de um dispositivo composto de duas peças metálicas. Estas peças devem ser posicionadas após a implantação, uma em cada parte de vértebra no espaço intervertebral, ou seja, uma peça na porção superior e outra peça na porção inferior. O engastamento inicialmente foi projetado com ressaltos criados para encaixar na superfície de contato do implante com o osso, após com a osteointegração. O projeto levou em conta o movimento relativo entre a parte superior e inferior da prótese, Figura 18. A função do implante de substituição total (STD's) é restabelecer a quantidade normal de flexão e extensão mesmo sobre carregamento fisiológico (BIRD, et al. 1991).

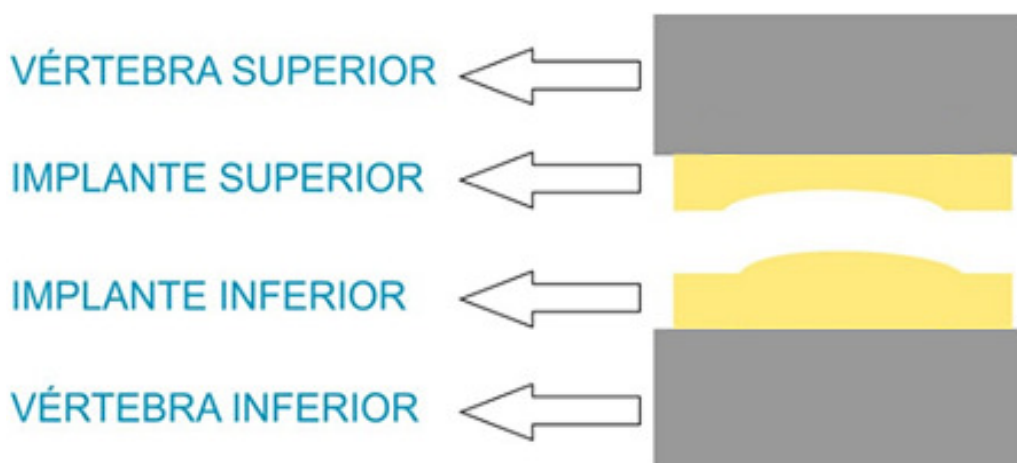


Figura 18: Esquemático do implante junto à vértebra

Para a concepção deste de uma prótese, o método de projetos utilizado foi: Etapa 1, observação e análise: Definição do problema, pesquisa, definição de objetivos e restrições. Etapa 2:, planejar e projetar: geração de opções de projeto, escolha de opção de projeto, desenvolvimento, aprimoramento, detalhamento. Etapa 3, construir e executar: protótipo; produção (BAXTER 2000) (KAMINSKI 2000).

O conceito inicial para a criação da nova geometria foi baseado na biomecânica da coluna, complementada por uma série de próteses existente no mercado, Figura 19. Após a idéia inicial, foram utilizados os conceitos de biomecânica da coluna versus otimização do projeto para auxílio na fabricação.

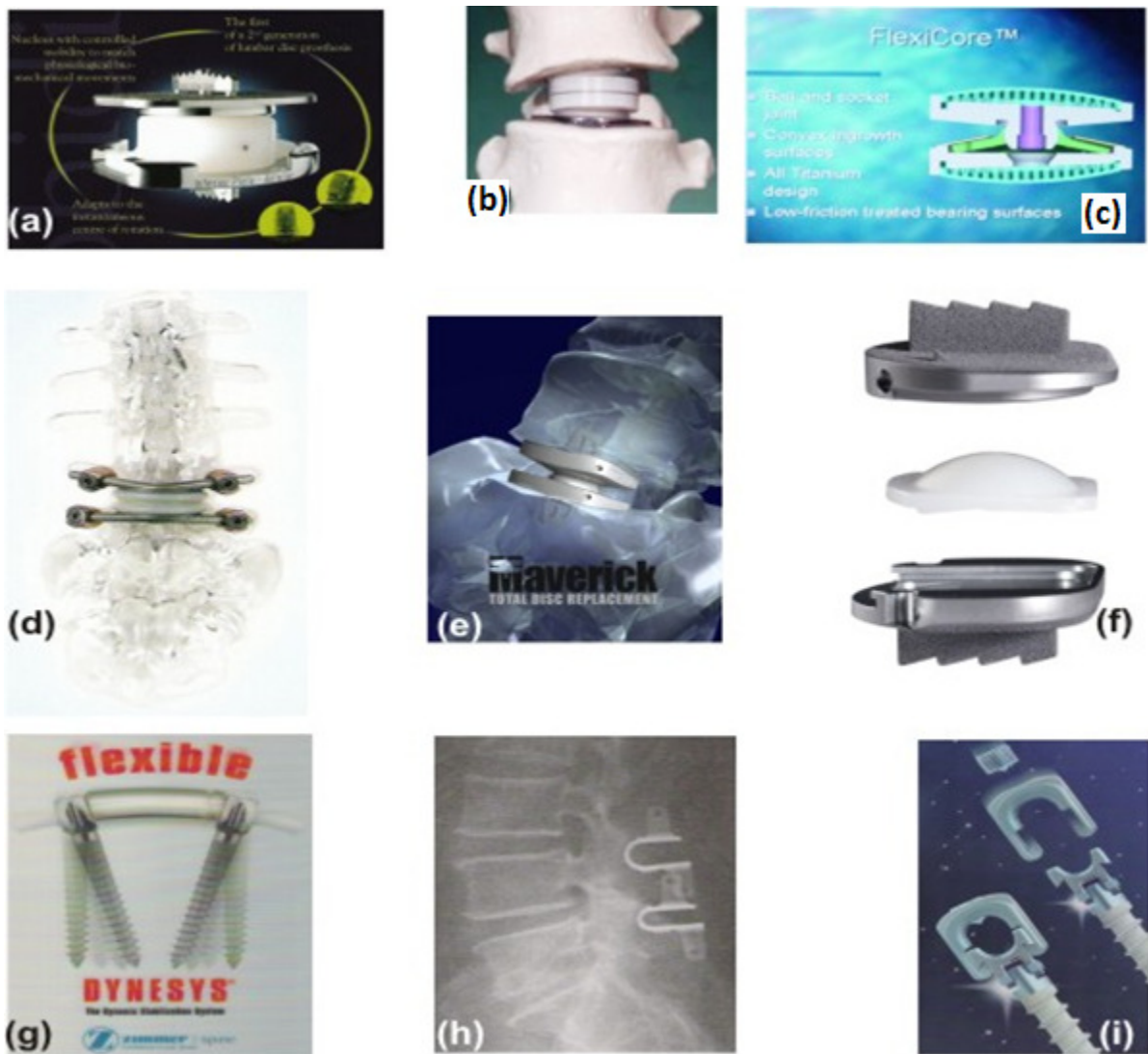


Figura 19: Implantes comerciais utilizados para auxiliar a elaboração do conceito do novo dispositivo: (a) MOBIDISC™; (b) SB CHARITÉ™; (c) FLEXICORE™; (d) IMPLIANT™; (e) MAVERICK™; (f) PRODISC™; (g) DYNESYS (ZIMMER SPINE);

### 3.2. Projeto em CAD três dimensões do implante

A técnica de CAD integrada ao CAE através do FEM e a prototipagem rápida foram utilizadas, conforme esquema da Figura 20. Inicialmente, o CAD auxiliou na geração das alternativas e nas simulações de movimento, com o objetivo de selecionar quais das alternativas suportavam um número de graus de liberdade mais próximo ao do disco intervertebral da coluna. Após as simulações dinâmicas virtual, alguns protótipos foram confeccionados em escala, para comparar os resultados das simulações com testes visuais e práticos, através da confecção de modelos fabricados em PU (poliuretano) em equipamento CNC. Finalmente foi selecionada a geometria que mais se aproxima as características desejadas (BARONI 2005).



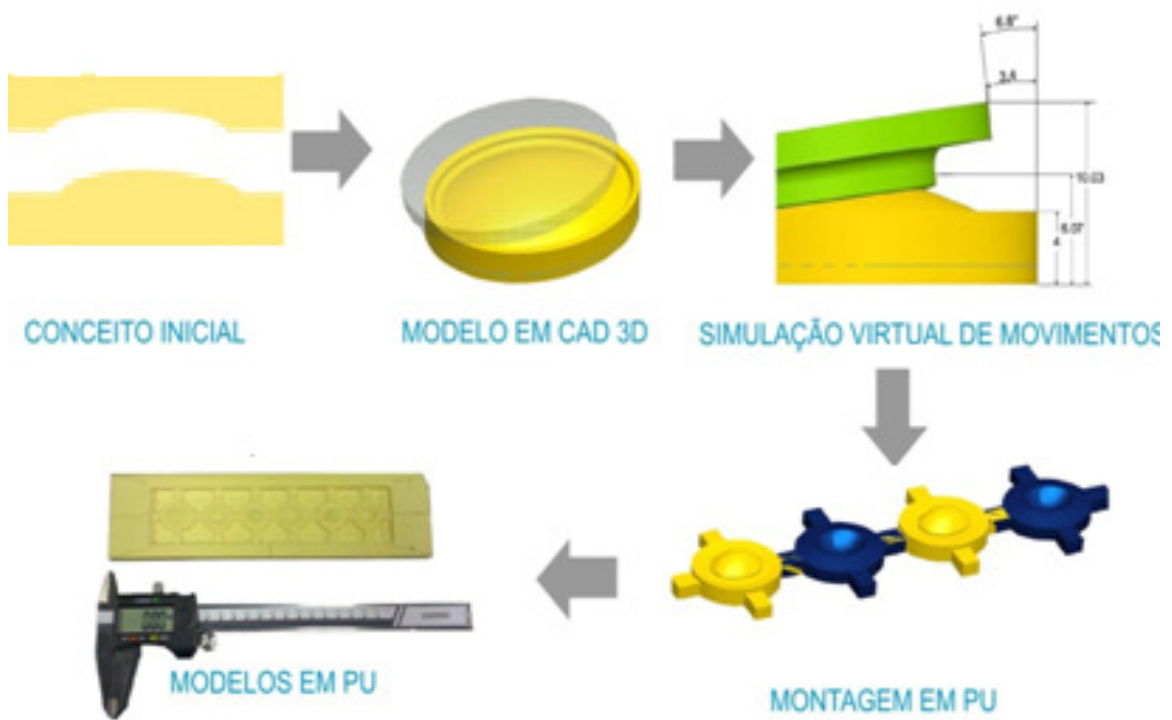


Figura 20: Fluxograma esquemático do desenvolvimento utilizado para geração do conceito, análise e prototipagem da nova geometria

O modelo em três dimensões do implante foi idealizado a partir de restrições biomecânicas da coluna e parâmetros geométricos relacionados ao processo de fabricação. O projeto previu uma altura média de um disco intervertebral da coluna lombossacra em torno de 10mm, ou seja, o espaçamento entre duas vértebras. Também foi considerado um diâmetro de 30mm para a superfície de contato do implante com a vértebra, demonstrado esquematicamente na **Figura 21** (AEBI, THALGOTT e WEBB 2000).

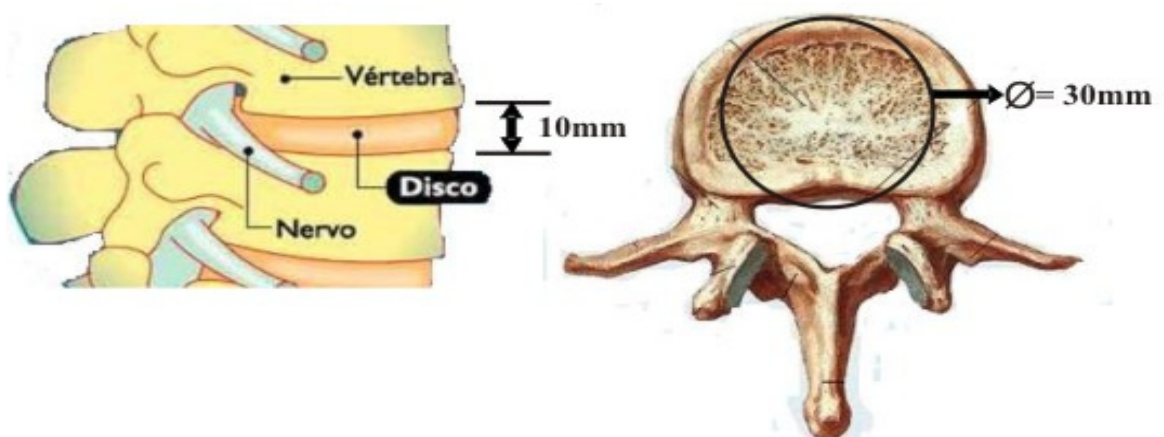


Figura 21: Vértebra T6 (vista lateral, à esquerda) indicando uma altura de aproximadamente 10 mm. A superfície de contato entre o osso e o implante, esta esquematizada (vista superior, à direita) por um círculo de aproximadamente 30 mm de diâmetro (AEBI, THALGOTT e WEBB 2000)..

Um importante pré-requisito para o projeto do implante projetado e produzido neste estudo foi não conter nenhum componente de UHMW, para que fossem evitados problemas similares, como rompimentos por degradação, ocorridos nas próteses Bryan™, Figura 22.

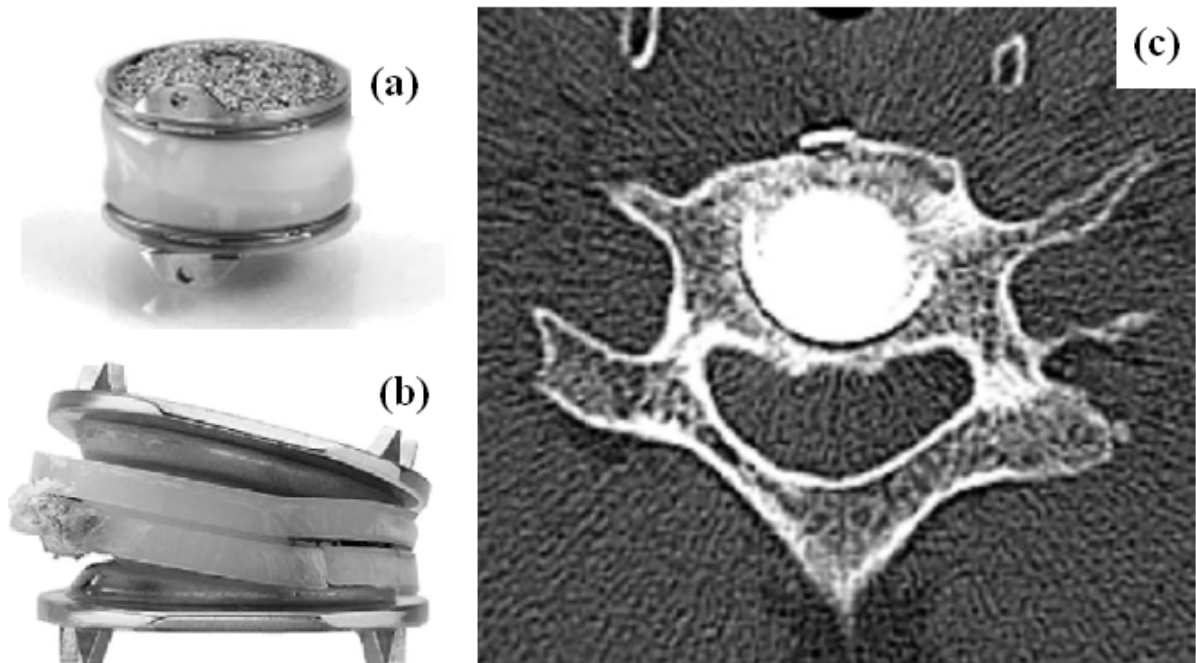


Figura 22: (a) prótese de disco cervical Bryan™. (b) componente de Polietileno fraturado de um disco lombar prótese; (c) imagem de tomografia axial computadorizada de uma prótese disco cervical Bryan™. Fonte (TAKSALI, GRAUER e VACCARO 2004).

O modelo do conjunto implante é formado por duas peças. Uma peça que será denominada de “convexa” (porção superior) e outra denominada côncava (parte inferior). Além das características de tamanhos mencionados preliminarmente, o movimento relativo entre as duas peças estar limitado a 2,9°, Figura 23 (AMADIO 2004). As tolerâncias para estas medidas são de  $\pm 0,2\text{mm}$  para as dimensões lineares e de  $\pm 0,1^\circ$  para a dimensão angular.

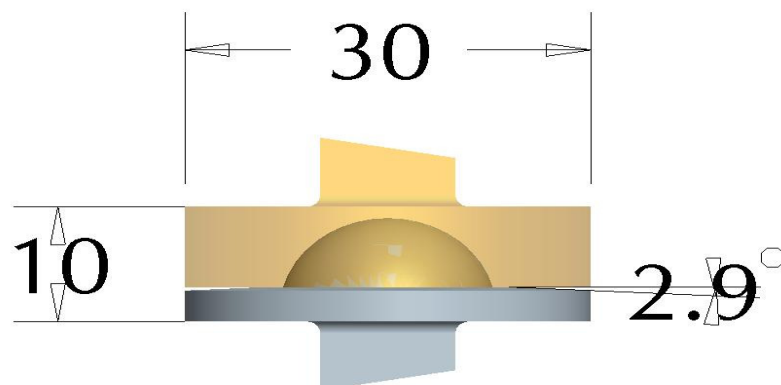


Figura 23: Dimensões de referência utilizadas no projeto do implante

### 3.3. Análise e Otimização em CAE através de FEM

Os cálculos em *softwares* de CAE/FEM são genericamente divididos em duas etapas. A primeira permite uma série de desdobramentos matemáticos a partir do cálculo de deslocamentos ( $\Delta x_n$ ), através de sua matriz de rigidez como demonstrado genericamente na Equação 1. Esta etapa é chamada geração da malha de elementos finitos. Para a análise deste trabalho, foi utilizado o *software* comercial ProMechanica™.

$$\sum F = K_{n \times n} \cdot \Delta x_n \quad \text{O} \quad (\text{Eq.1})$$

Onde,

[ F ], é constante: força aplicada

[  $K_{n \times n}$  ], é a matriz de rigidez, sendo sua dimensão dada pela quantidade de graus de liberdade

[  $\Delta x_n$  ], são os deslocamentos calculados na malha

A segunda etapa, chamada *solver*, o *software* resolve uma série de equações matemáticas específicas das áreas de estudo. Por isso, os resultados em CAE/FEM possuem como resposta não somente tensões, mas também deslocamentos e deformações, por exemplo. O *solver* do *software* utiliza a teoria de *Von Misses* para cálculos dos esforços resultante em  $\text{N/mm}^2$  (MPa).

Para a simulação dos esforços virtuais foi utilizado o modelo desenvolvido em CAD, com todos seus detalhes em contrapartida a modelos mais simples, que normalmente são utilizados, perfazendo um total de 6358 tetraedros gerados, Figura 24. Entretanto, modelos mais simples visam simplificar a geração da Malha de Elementos Finitos (FEM), não influenciando significativamente nos resultados finais (ALVES 2002). As propriedades mecânicas utilizadas na simulação estão descritas na Tabela 6, em comparação. As propriedades mecânicas do tecido ósseo encontrado na coluna (SPOERKE, et al. 2005).

Tabela 6: Propriedades mecânicas utilizadas na análise de elementos finitos.

	E (GPa)	$\nu$	$\sigma_{esc.}$ (MPa)
Titânio	110	0,33	275
Osso	20	0,30	120

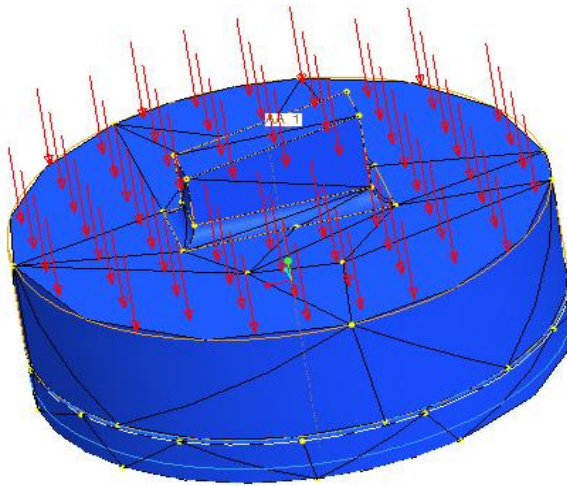


Figura 24: Malha de elementos finitos gerada pelo do software de CAE Pro/ Mechanica™, contendo 6358 elementos.

De forma simples, as condições de contorno ao qual um implante é submetido está diretamente relacionada a quantidade e intensidade de seus carregamentos e restrições, desconsiderando patologias. Um levantamento prévio destas cargas se faz necessário.

O carregamento A carga aplicada nos ensaios virtuais foi de 3400 N. Este carregamento foi fundamentado em um estudo biomecânico *in vitro* realizado por Chaffin, onde ele pôde selecionar um grande número de corpos de prova em vértebras de cadáveres e ensaiá-las (COUTO 1995). Uma coletânea de resultados de ensaios destrutivos em discos intervertebrais realizados por Couto, esta apresentado na Figura 25.

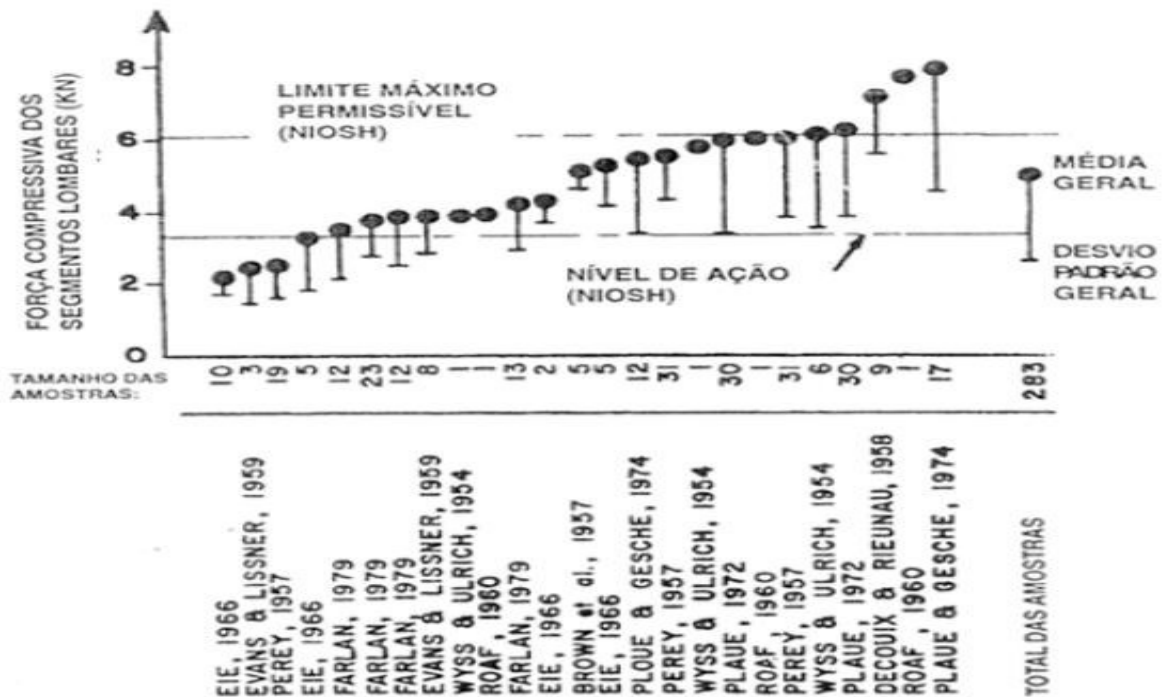


Figura 25: Coletânea de resultados de ensaios destrutivos em discos intervertebrais realizados por Couto (COUTO 1995).

Na consolidação realizada por Couto, Figura 25, se observa através do modelo funcional de coluna, que consiste em duas vértebras uma acima da outra, dificilmente discos intervertebrais romperiam com uma carga superior a 3400N. As análises em CAE deste trabalho contemplaram a situação mais crítica, ou seja, o maior carregamento que uma vértebra pode suportar.

### **3.4. Fabricação do Implante por Metalurgia do Pó**

O LdTM onde este trabalho esta foi realizado, tem larga experiência em processos com base na metalurgia do pó, porém poucos dados de como o Ti se comportaria, ou seja, suas características e propriedades físicas quando fabricado por metalurgia do pó. Para tanto a opção foi realizar estudos preliminares para cada etapa de fabricação e posterior caracterização de corpos de prova.

A metalurgia do pó convencional (MPC) tem sido utilizada com sucesso para a produção de implantes, entretanto a MPC torna-se limitada quando os componentes possuem geometrias complexas, sendo melhor aplicada em peças a geometrias simples (**F. H. FROES 1998**).

Para a fabricação do protótipo do implante em metalurgia do pó, foram realizados ensaios preliminares para validação dos parâmetros de fabricação, tais como: retração volumétrica após a sinterização, propriedades mecânicas, porosidade etc.. Duas estratégias para a fabricação foram estudadas. No item 3.4.1 mostra à metalurgia do pó convencional (MPC) e no item 3.4.2, moldagem de pós por injeção (MIM). No item 3.4.3, esta descrita à fabricação do protótipo de implante pela metalurgia do pó convencional.

#### **3.4.1. Estudos preliminares em Metalurgia do Pó Convencional (MPC)**

O pó utilizado neste trabalho fabricado pela Alfa Aesar® (malha de -325; 99,5% de titânio, obtido por HDH). Na micrografia da Figura 26, pode ser visualizada a morfologia do pó utilizado.

Comparando a imagem da Figura 26 aos pós encontrados na literatura Figura 13, a morfologia do pó que foi utilizado neste trabalho é do tipo irregular.

Foi realizado um peneiramento para caracterização da distribuição de tamanhos do pó, durante 30 minutos com uma amostra de 500 gramas (ASTM B214). O resultado da Tabela 7, destaca os valores em tamanho de pós encontrados e a Figura 27, demonstra que as a maioria das partículas são menores a 44 micrometros (mesh -325).

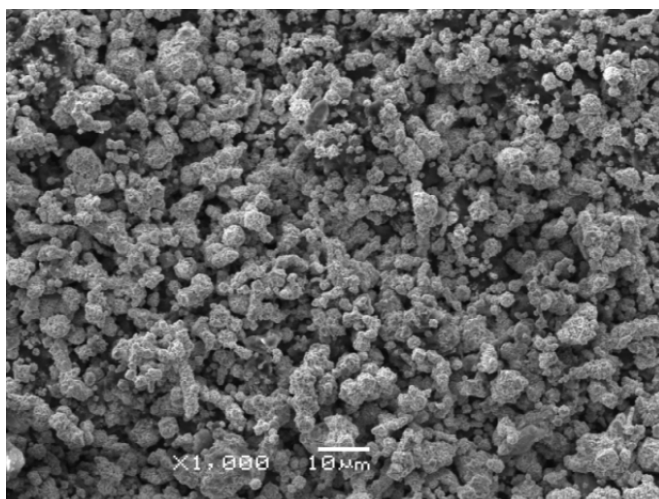


Figura 26: Imagem microfotografia MEV/UFRGS do pó de titânio utilizado neste trabalho, fabricante Alfa Aesar®

Tabela 7: Valores da distribuição de tamanhos do pó de Ti, fabricante Alfa Aesar®.

Mesh	Ti (g)	% (retido)	%Retido Acumulado	%(passante) "passing"
65	0.016	0.006	0.006	100
100	0.055	0.022	0.028	100
150	0.1305	0.052	0.08	100
200	0.2127	0.085	0	100
250	0.1917	0.077	0	100
325	569.163	23	23	76.902
-325	1.912.059	77	99,998	0
TOTAL	249	100		

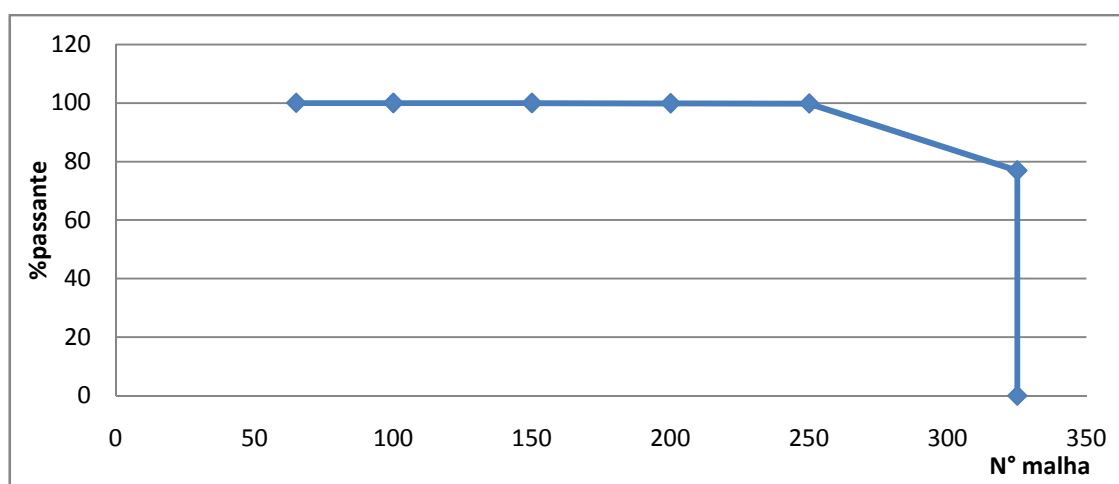


Figura 27: Distribuição em percentual das partículas do pó de Ti fabricante, Alfa Aesar® .

A estratégia para realização dos experimentos preliminares de compactação dos corpos de prova (em forma cilíndrica) de Titânio, esta dividida em seis etapas: pesagem da carga;

compactação da carga; sinterização corpos de prova; ensaio compressão; metalografia; análise porosidade; e avaliação da porosidade antes e depois da sinterização.

#### **3.4.1.1. Pesagem da carga**

Para o cálculo da densidade do pó de titânio à verde, para inserir o peso correto na matriz disponível no LdTM foi considerado o volume interno da matriz, o volume do corpo de prova (*billet*) e o peso do pó. Estes dados foram obtidos através de medições simples com um paquímetro e uma balança analítica.

Determinar a densidade aparente, ou seja, o peso por unidade de volume do pó solto em  $\text{g/cm}^3$  foi utilizado às dimensões internas da matriz que foram preenchidas pelo pó. Também pode ser determinada a “densidade batida”, ou seja, quando uma massa de pó solta é vibrada ou socada em  $\text{g/cm}^3$  com as dimensões do corpo de prova após a compactação. Foi considerada como densidade “batida”, a densidade à verde na MPC. Então, com 6g de pó de titânio a densidade verde para MPC, resultou em  $\rho = 2,23 \text{g/cm}^3$

#### **3.4.1.2. Compactação da carga**

Para a compactação foi estabelecida uma rotina onde a força máxima de carregamento é determinada em função da pressão de compactação desejada. O ferramental consiste em uma matriz unidirecional de duplo efeito. Na Figura 28, à esquerda, de cima para baixo punção superior, cavidade (matriz) e punção inferior. À direita o punção extrator. A cavidade, bem como os punções foram construídos a partir do aço 1045, ABNT D6 com dureza final de 50HRC. Posteriormente os componentes da ferramenta foram temperados, revenidas e retificadas de modo que os corpos de prova resultantes obedecessem a razão de altura/diâmetro de 1:1,5. Estas especificações são condições necessárias para o ensaio de compressão, conforme norma (ASTM 2000).

A pressão de compactação utilizada para os estudos preliminares foi de 600 MPa, indicados pela literatura para pós de titânio (LENEL 1980) (SCHWANKE 2000) (LUNA 2008). Na Figura 29, três corpos de prova à verde estão demonstrados.

Considerando a geometria cilíndrica do corpo de prova e as dimensões da matriz, a pressão no equipamento foi de 7,8 ton. O sistema de aquisição de dados utilizado foi o Spider 8 da empresa HBM (Hottinger Baldwin Messtechnik) modelo KWS/T-5 - com o software Catman Express V.3 montados com uma célula de carga de 20ton. Foram compactados 18 corpos de prova, três delas demonstradas na Figura 29.



Figura 28: Matriz de compactação e punções fabricados no LdTM/UFRGS para obtenção dos corpos de prova de 13mm de diâmetro.



Figura 29: Corpos de prova compactadas de Ti a 600MPa.



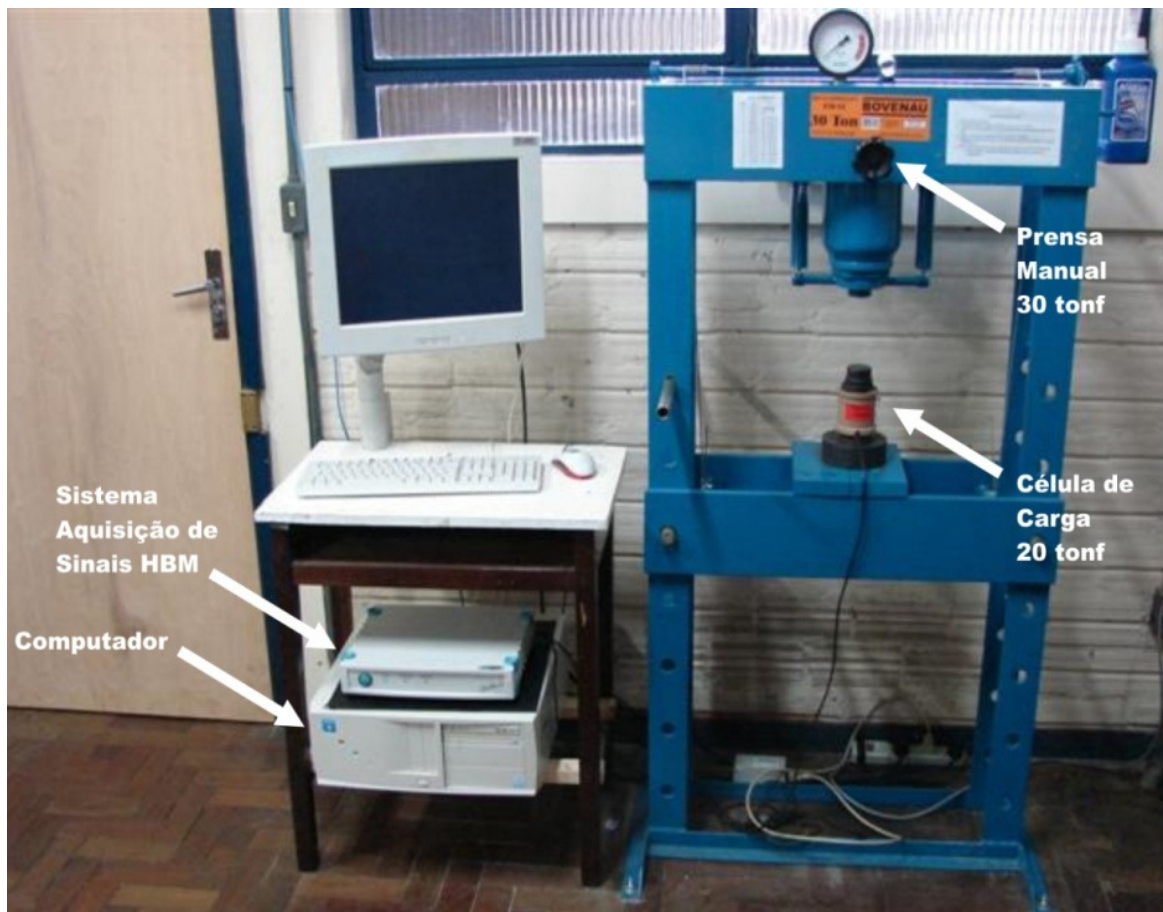


Figura 30: Equipamento existente no LdTM/UFRGS utilizado para as compactações dos corpos de prova de Titânio.

### 3.4.1.3. Sinterização dos corpos de prova

Trata-se de uma etapa crítica da MPC, associado a alta reatividade do titânio em altas temperaturas (IERVOLINO 2008) (BUJA, GERARD e KRUEGER 2007), sugere que a atmosfera interna do forno deve ser controlada, sendo indicada a utilização de vácuo (CROLIUS 2005) (A. F. GALIO 2004). A sinterização foi realizada em um forno tipo mufla, tubular, acionado por tiristores, com capacidade para chegar até 1450 °C. A indicação de temperatura deste forno é através de um leitor LED, obtida a partir de um termopar tipo S. O erro entre a temperatura no interior do tubo do forno e a temperatura indicada é da ordem  $\pm 2\%$ , de acordo com o manual do fabricante. A curva da temperatura em relação ao tempo, esta demonstrada na Figura 31.

O gás argônio foi utilizado alternativamente para evitar a oxidação das dos corpos de prova (HENRIQUES 2005), enquanto que para a refrigeração água corrente em temperatura ambiente para evitar o superaquecimento e conseqüente desprendimento da união flange/tubo.

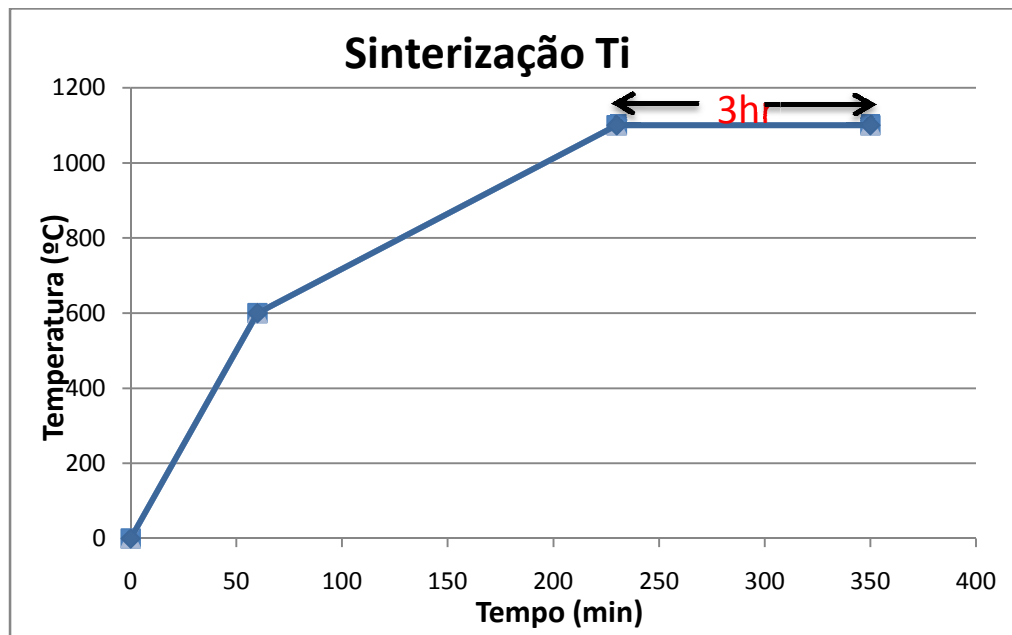


Figura 31: Ciclo de sinterização dos corpos de prova dentro da câmara de INOX, com patamar de sinterização de 1100°C.

Foram realizadas dez tentativas de experimentos, para a sinterização dos corpos de prova, sem sucesso. Um levantamento do histórico de utilização do forno disponível no LdTM foi necessário para buscar as possíveis causas da contaminação excessiva dos corpos de prova. Foi observado que diversos tipos de ligas já haviam sido sinterizadas neste mesmo forno, ocasionando uma grande contaminação em seu interior, principalmente nas paredes internas do tubo cerâmico em mulita. Em uma tentativa de minimizar este problema, foi projetada uma câmara metálica, em formato tubular montada internamente ao forno, Figura 34. Esta câmara foi construída a partir de discos e tubos de aço INOX AISI 302.



Figura 32: Câmara de Aço INOX AISI 302 projetada e construída para minimizar a contaminação dentro do forno.

Entretanto, uma limitação considerada na utilização desta câmara é a temperatura de trabalho. A literatura recomenda uma temperatura de sinterização na faixa de 1100°C à 1300 °C para o titânio (FROES e SCHWANKE 1984). O forno disponível no LdTM esta demonstrado na Figura 33.



Figura 33: Forno tubular tipo mufla disponível no LdTM/UFRGS.

O leiaute de montagem da câmara de INOX dentro do forno esta demonstrada na Figura 34.

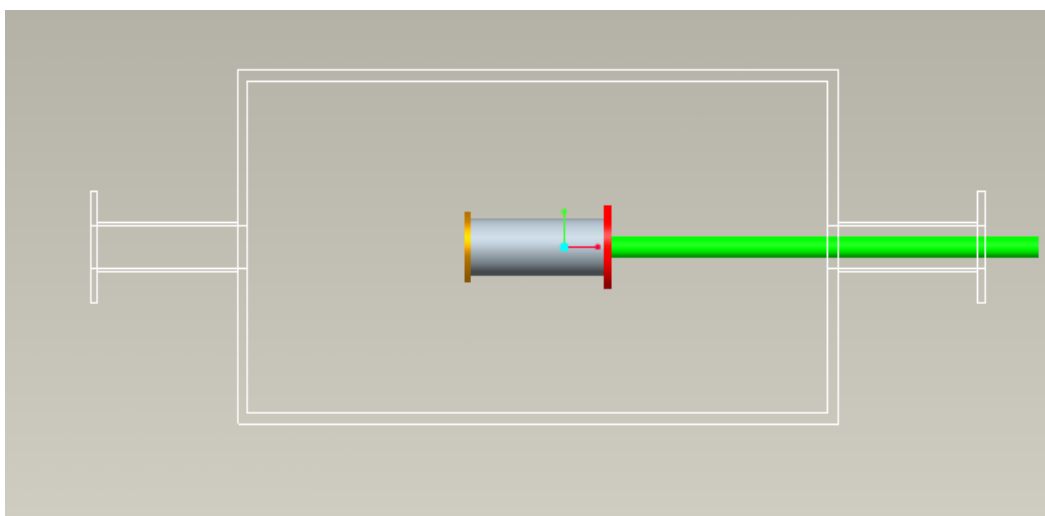


Figura 34: Câmara de INOX montada dentro do forno tubular, para minimizar contaminação dos corpos de prova dentro do tubo de mulita.

Com o uso da câmara de INOX dentro do tubo de mulita, os ensaios foram realizados com temperatura máxima de 1100°C. Os objetivos do uso da temperatura considerada “inferior” foram:

- Facilitar à desmontagem do tubo de alimentação de argônio devido a oxidação das roscas dos parafusos que prendem o flange do tubo de menor diâmetros que alimenta o gás ao tubo que contém as amostras;
- Evitar uma possível difusão dos corpos de prova a parede interna da câmara de INOX. Em um dos ensaios realizados, um corpo de prova “aderiu” a parede interna da câmara.

Os parâmetros do processo de compactação e sinterização dos corpos de prova estão descritos na Tabela 8.

Tabela 8: Parâmetros utilizados nos processos de compactação e sinterização para MPC dos corpos de prova.

<b>Processo</b>	<b>Parâmetro</b>	<b>Valor</b>	<b>Obs:</b>
<b>Compactação</b>	Qtde.	18	Corpos de prova
	Peso	6g	Pó de Ti 95%
	Pressão	600 MPa	Sem lubrificante
	Força	7800 kg	Equivalente p/ diâm.= 10mm
	Densidade	2, 23g/cm <sup>3</sup>	À verde
<b>Sinterização</b>	Velocidade 1	10°C/min	Temp. ambiente à 600°C
	Velocidade 2	2°C/min	600°C à 1100°C
	Temperatura	1100°C	Temperatura limite
	Tempo	3h e 2h	Patamar de sinterização
	Proteção	Argônio	Com pressão positiva

Em contrapartida o tempo de sinterização, foi aumentado de duas horas para três horas no patamar de sinterização. A taxa de aquecimento foi de aproximadamente 10°C/min inicialmente e após a temperatura de 600°C baixou para 2°C, e o resfriamento foi realizado lentamente até a temperatura ambiente com as peças no interior do forno.

No estudo realizado, além da temperatura constante em 1100°C, outro parâmetro de processo que foi mantido constante é o tipo de pó (morfologia e tamanho). Assim, o coeficiente de expansão térmica não foi tratado como uma variável e sim como um dado de processo. Estudos realizados por Panigrahi, com pós de titânio similares ao utilizado no presente estudo, obtiveram um coeficiente de expansão térmica de aproximadamente  $8.3 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$  (PANIGRAHI, et al. 2005).

#### **3.4.1.4. Ensaios de compressão**

Em temperatura ambiente, a tensão de escoamento da maioria dos materiais exceto aqueles com chumbo, por exemplo, são dependentes da taxa de deformação (ALTAN, OH e GEGEL 1999). Assim, qualquer máquina, no caso a prensa do LdTM Figura 30, pode ser utilizada para o teste de compressão, independente da velocidade de aplicação da carga.

#### 3.4.1.5. Metalografia

Na preparação para a análise metalográfica os corpos de prova foram cortados transversalmente em equipamento modelo PANCUT – 70 de marca PANTEC, empresa PANAMBRA (SP, Brasil) sendo embutido à quente em resina baquelite juntamente com uma corpo de prova longitudinal. Realizado o embutimento, as corpo de provas passaram pela seqüência de lixas #120, #240, #320, #400, #600 e #1200, rotacionando o corpo de prova em 90° na troca de granulometria para uma melhor remoção dos riscos. O polimento foi realizado em panos com pastas de diamante de granulometrias 4µm seguida de 1µm com lubrificação através de álcool 96°GL, Figura 35.

Terminada a etapa de polimento foi realizado o ataque químico que foi administrado por um minuto na solução composta de: 30ml de ácido acético glacial, 5mL de ácido nítrico e 2mL de ácido fluorídrico. Com a microestrutura revelada foram realizadas as micrografias ópticas com registro fotográfico digital e também MEV com tensão de aceleração de 20kV no aparelho de marca JEOL (Akishima, Tóquio, Japão) modelo JSM 5800 do Centro de Microscopia (CME/UFRGS).

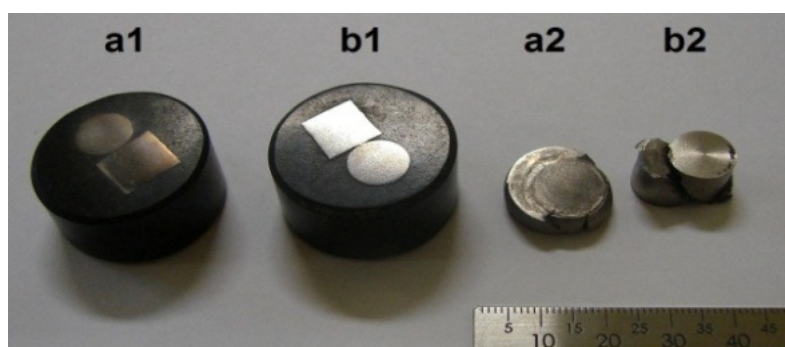


Figura 35: Imagem (a1) corpo de prova embutido para análise MEV com sinterização de 2h e (a2) corpo de prova após ensaio de compressão; respectivamente para imagens (b1) e (b2), com sinterização de 3h.

#### 3.4.1.6. Análise da porosidade por imagem

Avaliação da porosidade foi realizada através de análise de imagens no *software* IMAGE J (IMAGE J 2008). Este *software* trabalha com a contagem da diferença de

tonalidade entre os poros e a superfície do corpo de prova, que teve sua imagem inicialmente gerada em escala no MEV.

### 3.4.1.7. Análise da densidade e porosidade por Arquimedes

A medição da massa específica dos corpos de provas de titânio puro teve como base a norma NBR 6220, da ABNT (Associação Brasileira de Normas Técnicas), baseada no princípio de Arquimedes. O conjunto de corpos de provas fabricadas por MPC é composto de três peças verdes e três sinterizadas.

#### 3.4.1.7.1. Equipamentos

Uma balança certificada pelo Inmetro da marca Martes com resolução de 0,001g, incerteza de medição 0,01g e carga máxima 500g; Uma proveta de  $25\text{ml} \pm 0,1\text{ml}$ ; Um micrometro da marca Mitutoyo com resolução de 0,01mm.

#### 3.4.1.7.2. Procedimento experimental

Todas as peças foram secadas em estufa a  $100^{\circ}\text{C}$  durante 30min. Foi medida a massa seca ( $M_s$ ) de cada peça. Após, as peças sinterizadas foram fervidas durante 30min. As peças sinterizadas, após a fervura, foram resfriadas até a temperatura ambiente, em água corrente. As peças fervidas foram retiradas do recipiente, secadas apenas para a retirada do excesso de água na sua superfície e pesadas novamente, obtendo-se assim a massa úmida ( $M_u$ ). As peças verdes e com extração química foram cobertas com uma camada de verniz impermeabilizante. Foi medida a “massa de empuxo” ( $M_e$ ) de cada peça, imergindo-a, com auxílio de um suporte, num recipiente cheio de água que fica sobre a balança Figura 36. A massa específica da água foi medida enchendo a proveta com 25ml e pesando. O valor médio utilizado foi tomado em quatro medidas. Obs.: a peça deve ficar totalmente submersa e suspensa, sem tocar o fundo do recipiente.



Figura 36: Montagem para a medida da massa de empuxo.

### 3.4.1.7.3. Procedimento para Cálculo da densidade

De posse dessas propriedades se torna viável o cálculo das massas específica de cada peça, Equação 2 à Equação 9. Primeiro determinou-se a massa imersa ( $M_i$ ):

Para as peças sinterizadas

$$M_i = M_u - M_e \text{ [g];} \quad (\text{Eq.2})$$

Para as outras

$$M_i = M_s - M_e \text{ [g];} \quad (\text{Eq. 3})$$

A massa específica é estimada utilizando a seguinte equação:

$$\rho = \frac{M_s}{M_u - M_i} \times \rho_{H_2O} \text{ [g/cm}^3\text{]} \quad (\text{Eq. 4})$$

Para o cálculo da porosidade:

$$P_o = \frac{M_u - M_s}{M_u - M_i} \times 100 \text{ [%];} \quad (\text{Eq. 5})$$

Estimou-se a massa específica da água com a fórmula:

$$\rho_{H_2O} = \frac{V}{M_{H_2O}} \text{ [g/cm}^3\text{]}, \quad (\text{Eq. 6})$$

Onde (V) é o volume de água na proveta igual a 25ml e M a massa medida na balança;

A massa específica teórica foi calculada do modo tradicional dividindo a massa ( $M_s$ ) pelo volume calculado com as dimensões de um corpo de prova:

$$\rho_t = \frac{M_s}{V_{AM}}, \quad (\text{Eq. 7})$$

Onde,

$$V_{am} = \frac{\pi \cdot d^2 \cdot h}{4000} \text{ [cm}^3\text{]}, \quad (\text{Eq. 8})$$

na qual (d) é o diâmetro e (h) a altura da corpo de prova compactada em [mm].

Para estimar a porosidade teórica das peças foi utilizada a seguinte equação:

$$P_{ot} = \frac{\rho_m - \rho}{\rho_m} \times 100 \text{ [%]}, \quad (\text{Eq. 9})$$

Onde,  $\rho_m$  é a massa específica do titânio puro.

### 3.4.2. Estudos preliminares do processo de Moldagem de Pós por Injeção (MIM)

Analogamente aos ensaios de compactação, foram realizados ensaios preliminares de injeção para corpos de prova em titânio. A estratégia para realização dos experimentos preliminares de injeção do corpo de prova em Titânio, esta dividida em 8 etapas: mistura e preparação da carga injetável; injeção da carga; extração química (*debinding*) químico; extração (*debinding*) térmico; sinterização; ensaio tração; metalografia; e finalmente a análise porosidade.

Variações de massa e contração no tamanho da peça são algumas das características do processo MIM. Considerando as diferentes relações de cargas trabalhadas para o *binder*, altas cargas de polímeros foram utilizadas dentro desta mistura, devido a utilização de uma morfologia de pó mais aguda de titânio, ou seja, pó confeccionado pela tecnologia HDH.

#### 3.4.2.1. Preparação da carga de Injeção (*feedstock*)

A carga quatro, Tabela 9, foi a que se mostrou mais adequada para este trabalho considerando a experiência prévia, *know-how*, do LdTM. O cálculo para a quantidade de aglutinante necessário para a mistura, esta demonstrada na Equação 10, detalhada nos cálculos da Equação 11 à Equação 14 (GERMAN e BOSE 1997).

$$\varphi = \frac{\frac{w_P}{\rho_P}}{\frac{w_P}{\rho_P} + \frac{w_B}{\rho_B}} \quad (\text{Eq. 10})$$

$$w_P + w_B = 1 \quad (\text{Eq. 11})$$

$$m_T = \frac{m_P}{w_P} = \frac{1000}{0,763} = 1310,62g \quad (\text{Eq. 12})$$

Como:

$$w_P + w_B = 1 \quad (\text{Eq. 13})$$

Onde:

$$\varphi = 0,4 \text{ ou } 40\%$$

$$\rho_P = 4,5 \text{ g/cm}^3$$

$$\rho_B = 0,9322 \text{ g/cm}^3$$

Logo,  $w_B = 0,237 \text{ ou } 23,7\%$ , e  $w_P = 0,763 \text{ ou } 76,3\%$



O cálculo de massa de aglutinante (*binder*), é referida há uma quantidade de massa de pó base, no caso o titânio. Considerando um kilograma, temos  $m_p = 1000g$ . Dividindo a massa de pó pela sua percentagem obtém a massa total da mistura:

$$m_T = \frac{m_p}{w_p} = \frac{1000}{0,763} = 1310,62g \quad (\text{Eq. 14})$$

Logo a massa de *binder* será a massa total menos a massa de pó:

$$m_B = 1310,62 - 1000 = 310,62g$$

Neste trabalho foi utilizado 2 kg de pó de titânio para a mistura do *binder*. Assim, a mistura deve ter a mesma fração volumétrica ( $\varphi$ ) obtendo-se o dobro da massa de *binder*:

$$m_B = 621,24g.$$

Para obtenção da carga de injeção (*feedstock*) Figura 37, a mistura do pó com o sistema aglutinante foi realizada no misturador marca Werner e Pfleiderer®, aquecido a óleo (190°C) por aproximadamente 2 horas, tempo necessário para homogeneização da mesma, Figura 38. Os parâmetros seleccionados para a carga de injeção estão descritos na Tabela 9.

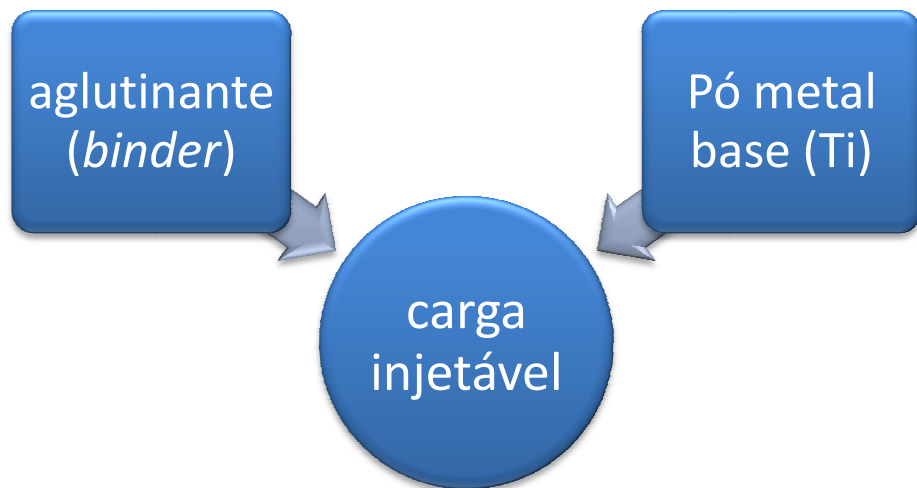


Figura 37: Preparação da carga de injeção (*feedstock*).

Tabela 9: Parâmetros seleccionado para carga de injeção.

	Densidade	Carga 4
Componentes	$\text{g/cm}^3$	[%]
Polímero (PP)	0,9200	40
Parafina	0,9518	55
Cera de abelha	0,9285	0
Ácido esteárico	0,8390	5
Total		100
Densidade		0,9334

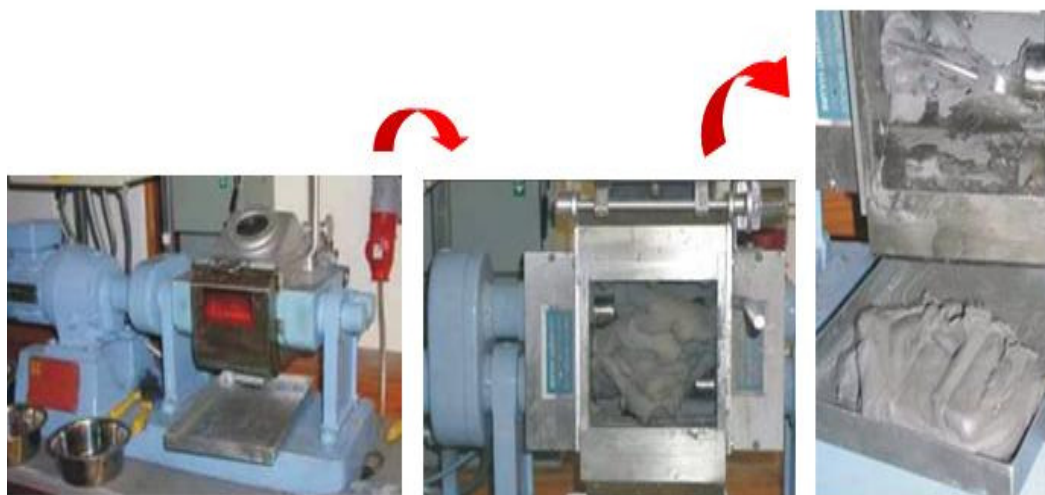


Figura 38: Obtenção da carga de injeção no misturador Werner e Pfleiderer®.

Após resfriada, esta carga foi levada ao moinho de facas marca Seibt e peneirada para tornar-se pelletizada e pronta para ser injeção Figura 39.



Figura 39: Carga pelletizada e pronta para ser injetada.

### 3.4.2.2. Injeção

Corpos de prova foram injetadas para posterior análise, sendo fabricado em uma injetora de alta pressão ARBURG® modelo ALLROUNDER 220S, Figura 40. Um

esquemático da injetora, uma foto da matriz ampliada e do corpo de prova injetado estão apresentados na Figura 41.



Figura 40: Injetora de alta pressão ARBURG® modelo ALLROUNDER 220S disponível no LdTM.

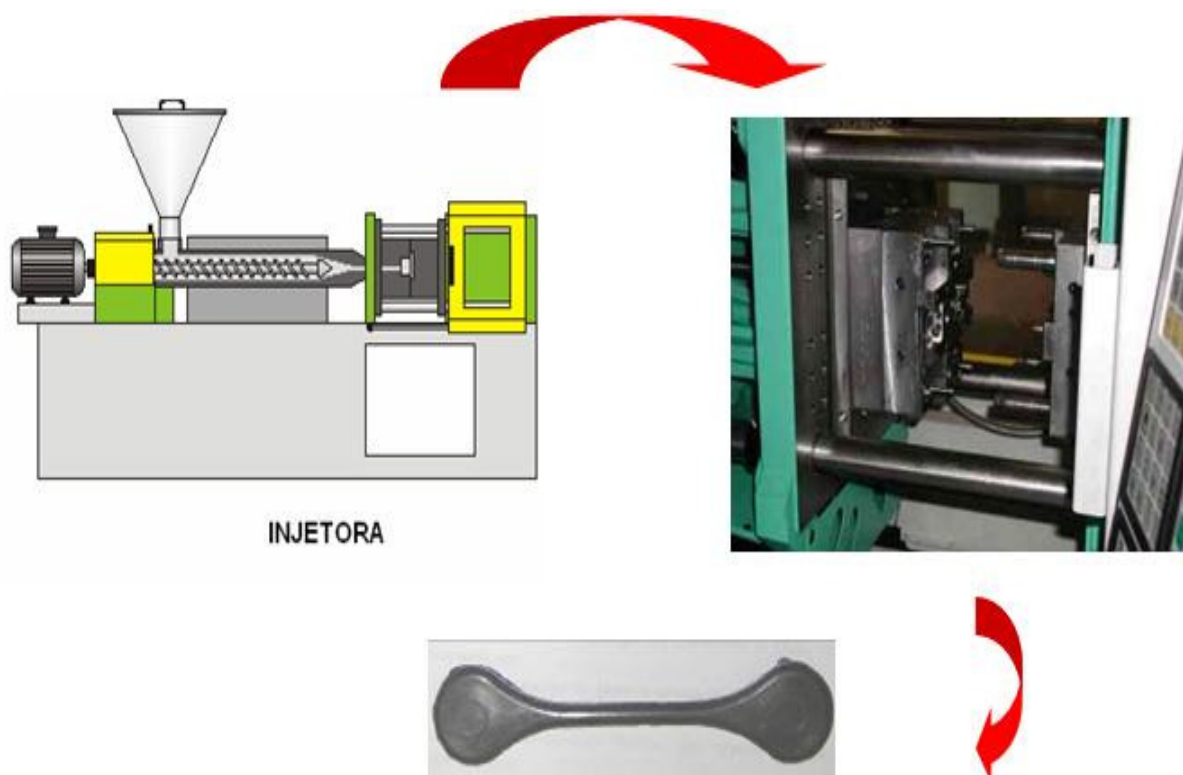


Figura 41: Esquemático do processo para injeção de um corpo de prova, contendo a ferramenta e a geometria do corpo de prova.

A carga produzida para este trabalho foi injetada observando-se os parâmetros apresentados na Tabela 10 (LUNA 2008) (NYBERG, et al. 2005).

Tabela 10: Parâmetros de Injeção.

Parâmetros	Grandeza
Pressão	180Mpa
Pressão de Recalque	1200MPa
Força Abertura Molde	50MPa
Força Fechamento Molde	500MPa
Contra – Pressão	-
Fluxo de dosagem	15cm <sup>3</sup> /s
Fluxo	35cm <sup>3</sup> /s
Tempo Resfriamento	15s
Temperatura de injeção	180°C
Temperatura do molde	180°C

#### 3.4.2.3. Extração Química

A retirada de aglutinantes na fase de extração química foi realizada com a imersão das peças verdes em solvente hexano a 50°C em banho termostático. Esta temperatura esta próxima ao limite para a ebulição do hexano, (69°C), o que provocaria distorção nas peças. Nesta etapa, as peças perderam 10% de sua massa em relação à peça injetada (peça verde).

#### 3.4.2.4. Extração Térmica

Para a extração térmica dos polímeros, foi utilizada uma atmosfera inerte controlada de Argônio 5.0 com pressão positiva, para minimizar contaminação com oxigênio ou nitrogênio. A curva de extração térmica de aglutinantes leva em consideração as temperaturas de degradação térmica dos polímeros baseadas na curva “análise termogravimétrica (TGA)”, **Figura 42**. O Patamar de 400°C refere-se à extração do polipropileno (PP) não contando o tempo de resfriamento (aproximadamente 4 h). Neste trabalho, a extração térmica ocorre separada da etapa de sinterização.

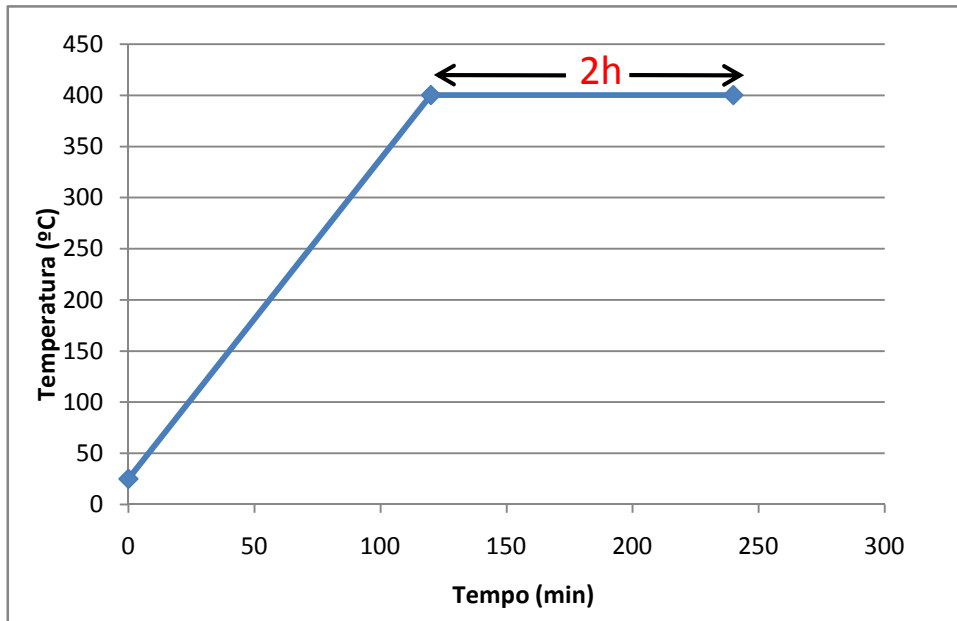


Figura 42: Relação da temperatura em função do tempo para a extração térmica dos corpos de prova fabricados pela técnica MIM.

Na Figura 43, estão apresentadas a corpos de prova retiradas do forno logo após a extração térmica. Nota-se um aspecto frágil e quebradiço.

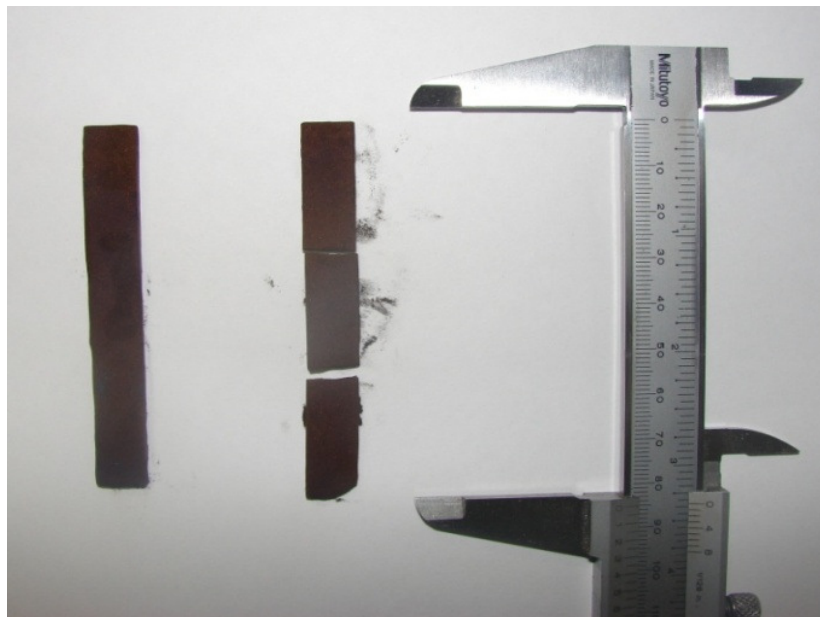


Figura 43: Corpos de prova após a extração térmica

### 3.4.2.5. Sinterização

Na curva apresentada na Figura 44, a primeira etapa esta relacionada a pré-sinterização (600°C) com taxa de aquecimento de 10°C/min. Após esta temperatura, a taxa foi reduzida para 2°C/min até atingir 1100°C para sinterização, perdurando pelo tempo de 3h

neste patamar, com um total de aproximadamente 6 horas. O resfriamento ficou em torno de 5 horas, devido a inércia do forno.

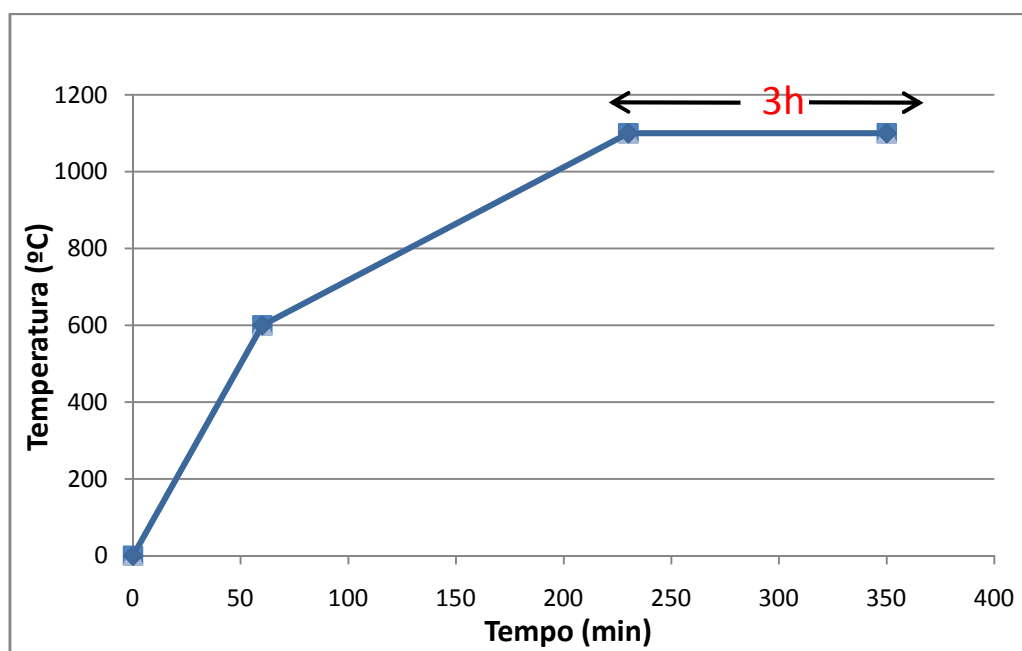


Figura 44: Curva de extração dos aglutinantes e sinterização, patamar de 1100°C por 3h (LdTM)

### 3.4.3. Fabricação dos Implantes através da MPC

Para a produção dos protótipos de implantes, a estratégia foi similar ao que foram fabricados os corpos de prova, entretanto houve diferenças significativas na geometria e conseqüente ferramental.

#### 3.4.3.1. Projeto do Ferramental para MPC do Implante

Entre os dois processos avaliados, resultados promissores foram obtidos com a MPC. Assim, o projeto da peça e ferramental foi também condicionado a este processo. Novamente foram utilizadas as ferramentas de CAD 3D para seu projeto e análise. O ferramental é muito semelhante ao da matriz dos corpos de prova anteriormente utilizada, e consiste em uma matriz unidirecional de duplo efeito, esquematicamente demonstrado na Figura 45.

A ferramenta que foi projetada para confecção dos protótipos de implante, Figura 45, se constitui à esquerda, de cima para baixo do punção superior, inserto punção superior, cavidade (matriz), inserto punção inferior e punção inferior. À direita o punção extrator. Os dois jogos de punções e insertos foram projetados, para confeccionar as duas peças “CONCAVA” e “CONVEXA” do conjunto implante

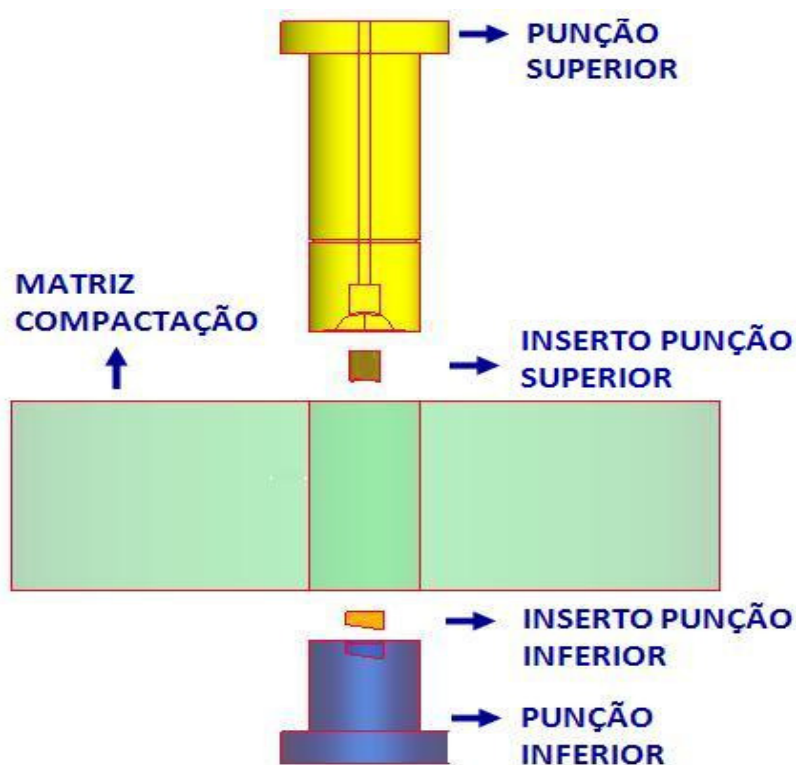


Figura 45: Representação do ferramental de compactação utilizado para fabricação dos implantes.

### 3.4.3.2. Pesagem e compactação da carga

Para o cálculo do peso de pó de titânio à verde, considera-se o volume do corpo do implante calculado na ferramenta tridimensional de CAD, multiplicado pela densidade teórica. Assim, o pó pode ser pesado com precisão em uma balança analítica digital.

O projeto da matriz foi definido, analisado e otimizado em ferramentas de CAD/CAE. Após a etapa virtual, sua fabricação foi executada e os protótipos de implantes confeccionados. A Figura 46 de cima para baixo, um espaçador este acoplado ao punção superior; abaixo a cavidade (matriz) e o punção inferior; abaixo da matriz esta montada uma célula de carga de 80ton e mais dois espaçadores até a base da prensa. O sistema de aquisição de dados utilizado foi o Spider 8 da empresa HBM (Hottinger Baldwin Messtechnik) modelo KWS/T-5 - com o software Catman Express V.3. A cavidade, bem como os punções foram construídos a partir do aço 1045, ABNT D6 com dureza final de 50HRC. Posteriormente os componentes da ferramenta foram temperados, revenidos e retificados. Dois jogos de punções e insertos foram fabricados para confeccionar as duas peças “CONCAVA” e “CONVEXA” do conjunto implante.



Figura 46: Matriz montada em equipamento para produção dos implantes

A pressão de compactação utilizada para os estudos preliminares foi de 600 MPa. Considerando a geometria e as dimensões da matriz, a pressão no equipamento foi de 42,7 ton. O sistema de aquisição de dados utilizado foi o Spider 8 da empresa HBM (Hottinger Baldwin Messtechnik) modelo KWS/T-5.

### **3.4.3.3. Sinterização das peças**

Para fabricar as peças que compõe o implante, foram utilizados os mesmos procedimentos e equipamentos adotados para a confecção dos corpos de prova compactados e sinterizados: pressão de compactação (600MPa), curva de sinterização (3h no patamar de 1100°C), utilização da câmara de INOX para minimizar efeitos de contaminação. O principal contaminante é o oxigênio, mas o hidrogênio e outras partículas presentes no forno também prejudicam a sinterização. Provavelmente devido há utilização do forno em trabalhos anteriores com diferentes materiais, que acabaram por contaminar o tubo interno de mulita. Foram compactados e sinterizados 20 protótipos.

A única variação para o processo de fabricação dos protótipos de implante foi à utilização de outro equipamento para compactação, Figura 46, pois possui maior capacidade exigida pela nova geometria, uma prensa hidráulica: marca EKA modelo PKL40; capacidade: 400.000 N; velocidade de prensagem 2,0 mm/s; Curso: 500 mm; Dimensões úteis da mesa: 500 x 300 mm.



## 4. RESULTADO E DISCUSSÃO

### 4.1. Conceituação para o projeto do Implante

A geometria projetada, Figura 47 também possui características únicas, que facilitam o movimento angular na direção frontal e dificulta o movimento angular na direção lateral, devido à seção semi-elípticas na região de contato entre a peça “côncava” e “convexa” do implante. Na busca por melhorar o desempenho em seu uso, o projeto previu o deslocamento rotacional de aproximadamente  $2^\circ$  para facilitar o movimento articular do paciente, mas restringindo quanto biomecânica. A flexão lateral ficou em  $2,9^\circ$ . Esses valores são referências devido a biomecânica da coluna (**KUMAR 1999**).

O conjunto implante foi projetado em *software* de CAD comercial, Pro-Engineer™, utilizado normalmente para indústria metal-mecânica. Muitos estudos e projetos de próteses utilizam desta mesma facilidade, entretanto alguns projetos necessitam de ferramentas computacionais dedicadas (**LEARDINI, et al. 2006**).

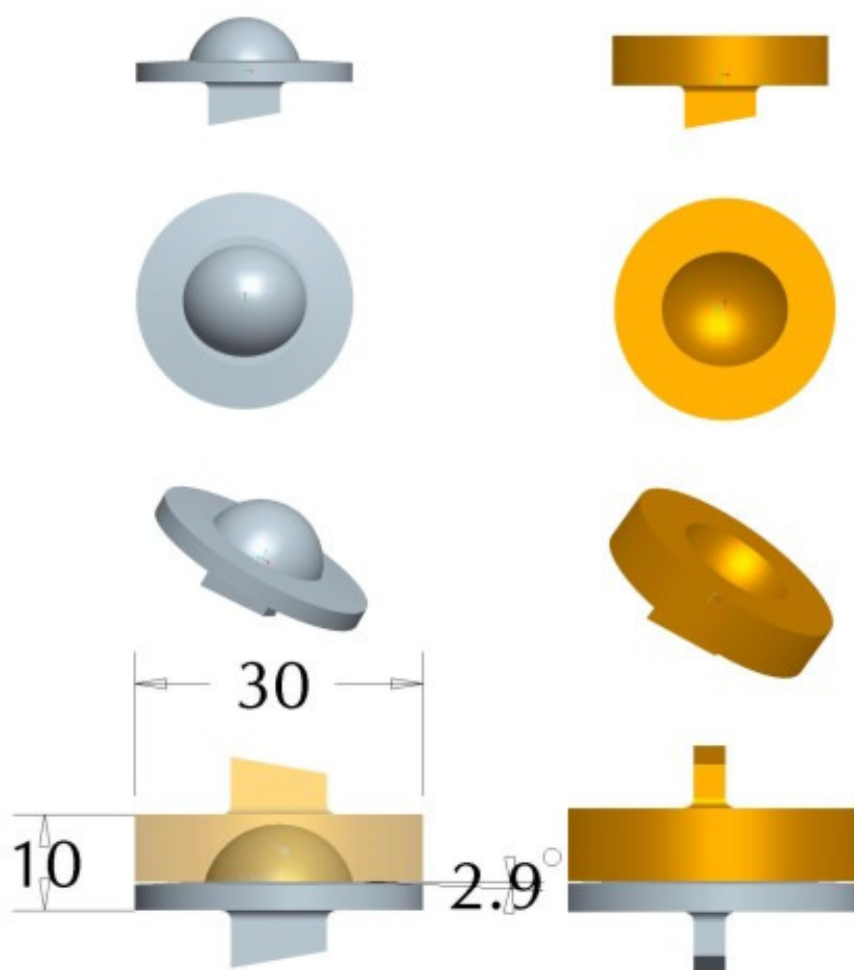


Figura 47: As seis imagens superiores são as vistas frontal, lateral direita e superior das peças “côncava” e “convexa”. Abaixo estão duas imagens que representam a vista frontal e vista lateral esquerda do conjunto implante com suas dimensões de referência

#### 4.2. Projeto do implante

O CAD 3D permitiu que fossem avaliadas características físicas do produto antes da execução do primeiro protótipo. Dentre as características físicas, a massa foi calculada pelo *software* considerando a densidade teórica do titânio Figura 48.

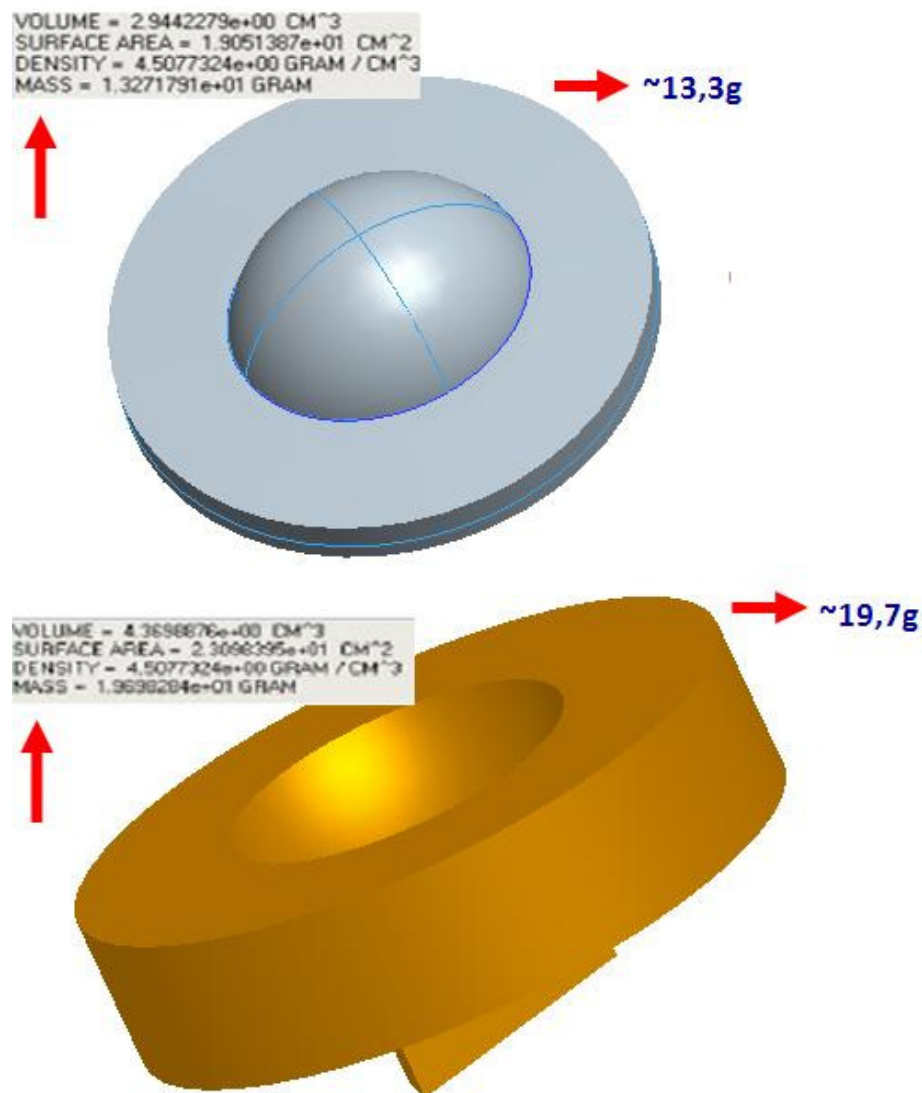


Figura 48: Modelos em CAD 3D dos componentes do implante para cálculo de massa

Os modelos desenvolvidos em CAD dos componentes do implante para cálculo da massa: peça superior “côncava” 13,2g e peça inferior “convexa” com aproximadamente 19,7g

### 4.3. Análise e Otimização em CAE

Na análise realizada em elementos finitos, com o *software* de CAE Pro/Mechanica™, o estudo considerou que as peças do implante possuíam propriedades mecânicas 10% inferiores ao descrito na norma ASTM – F36, pois o *software* utilizado não possui a capacidade de identificar um material poroso. Entretanto, Shen e Brinson realizaram um estudo para prever através da técnica de elementos finitos as possíveis deformações em materiais porosos, e avaliaram que a resistência a compressão pode aumentar dependendo da distribuição de porosidade. Assim, com a diminuição das propriedades mecânicas inseridas no *software*, foi aumentada a segurança para que o implante não falhe (SHENA e BRINSON 2007).

A análise foi executada com base nos carregamentos sugeridos pela literatura, 3400N, e propriedades físicas do titânio, Tabela 2. Em um primeiro momento, fez-se uma análise de todo o conjunto do implante, onde se avaliou o comportamento mecânico.

Na Figura 49 destaque para a distribuição de cores, com os valores numéricos representados na escala numérica do canto superior direito da figura. Esta escala está dividida entre as cores azul forte (menor intensidade), passando pela cor verde (intensidade média) até a cor vermelha (maior intensidade), existindo a possibilidade de ocorrer escalas intermediárias conforme o padrão de cores escolhido.

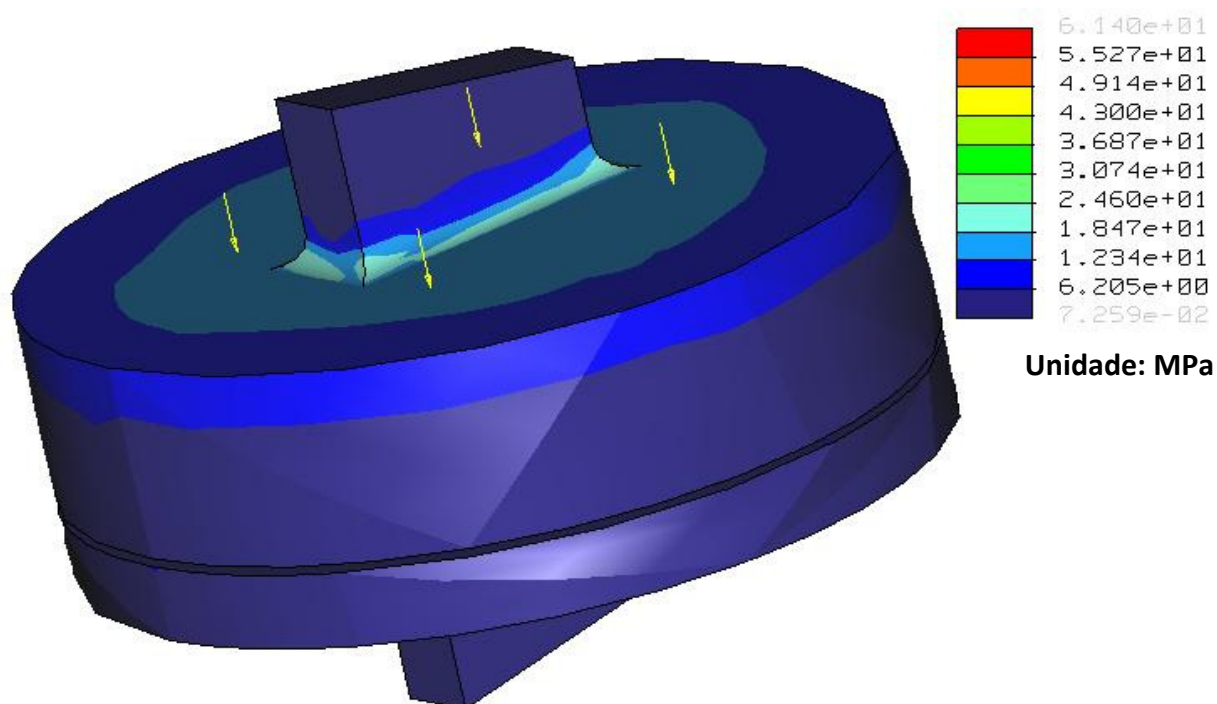


Figura 49: Resultados da análise em CAE, com carregamentos na face posterior da peça “convexa”.

Uma alternativa utilizada para avaliar a resistência estrutural do conjunto implante foi criar um gráfico da tensão resultante em relação ao comprimento da borda externa do implante Figura 50. A variação das tensões esta caracterizada por picos e vales ao longo do comprimento da aresta. Em uma primeira análise, há uma intensa variação de tensões ao longo do comprimento, o que poderia comprometer este implante e sua durabilidade. Entretanto, estas tensões são bastante reduzidas se comparadas às tensões que o titânio comercialmente puro pode suportar, que esta acima de 100MPa .

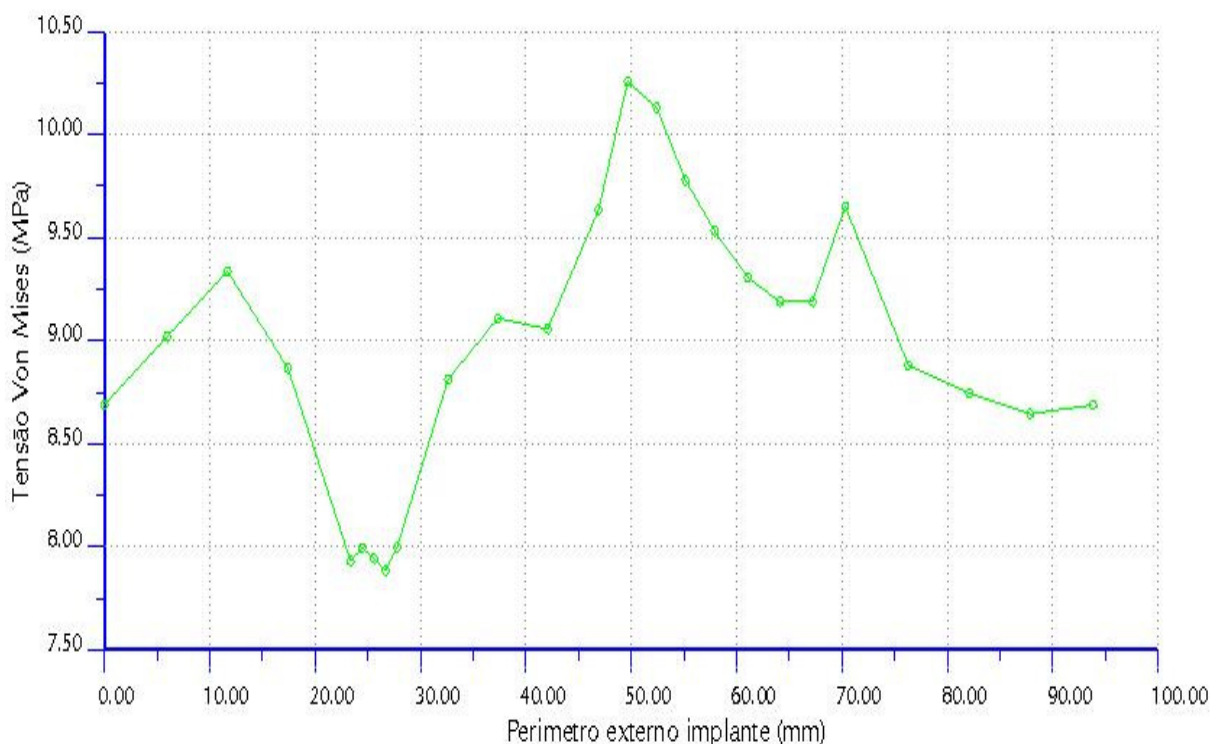


Figura 50: Gráfico da tensão resultante em relação ao comprimento da borda externa do implante.

A avaliação continuou até a localização da região de maior tensão resultante na prótese. Esta região está entre a interface das duas peças do implante. As tensões resultantes na interface entre a peça “côncava” e “convexa” esta demonstrada na Figura 51.

Similar ao realizado para toda a prótese foi avaliada a resistência estrutural do implante a partir de um gráfico da tensão resultante em relação ao comprimento da borda externa da elipse. A área em vermelho da Figura 51 representa a zona de maior tensão resultante, representada pelo maior pico do gráfico da Figura 52.

O gráfico da curva de tensão resultante ao longo da aresta junto à “borda” entre a parte curva e plana do implante resultou em um pico de maior tensão de aproximadamente 60N. Devido à forma da geometria do implante, os carregamentos se dissipam razoavelmente bem em tensões resultantes, pouco afetando o conjunto do implante, pois o limite de elasticidade do Titânio puro é superior a 140MPa, segundo a norma ASTM F-67. Entretanto, peças

porosas fabricadas por metalurgia do pó podem ter sua resistência mecânica diferenciada aos valores pré-estabelecidos por norma, devido a diversos fatores de produção e morfologia do pó.

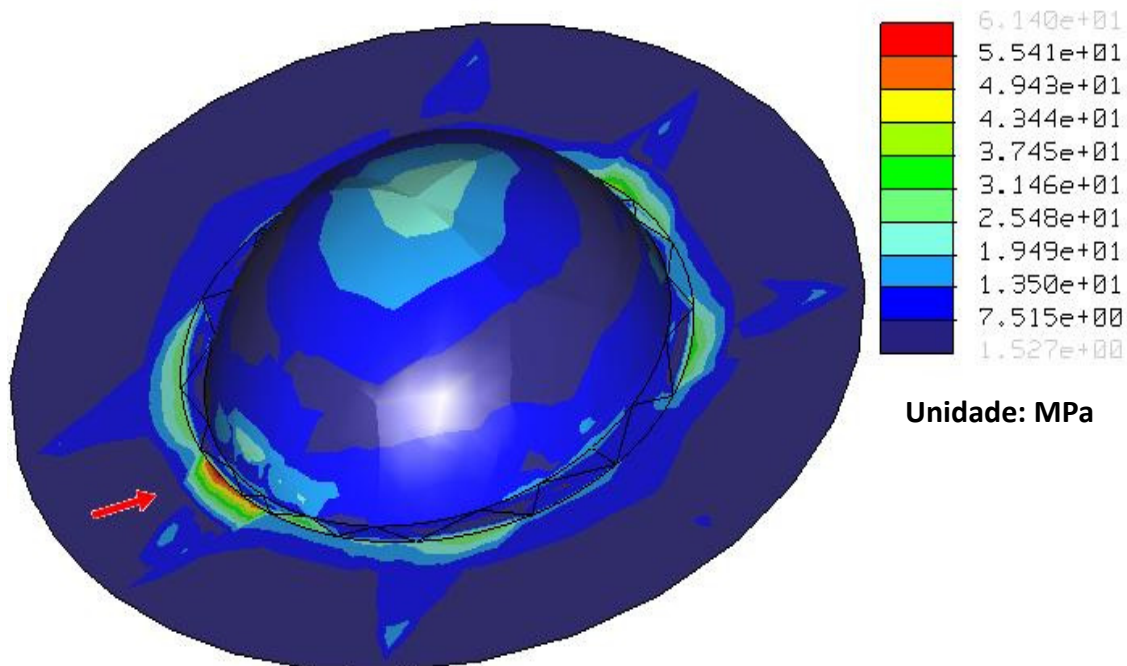


Figura 51: As tensões resultantes na interface entre a peça “côncava” e “convexa”

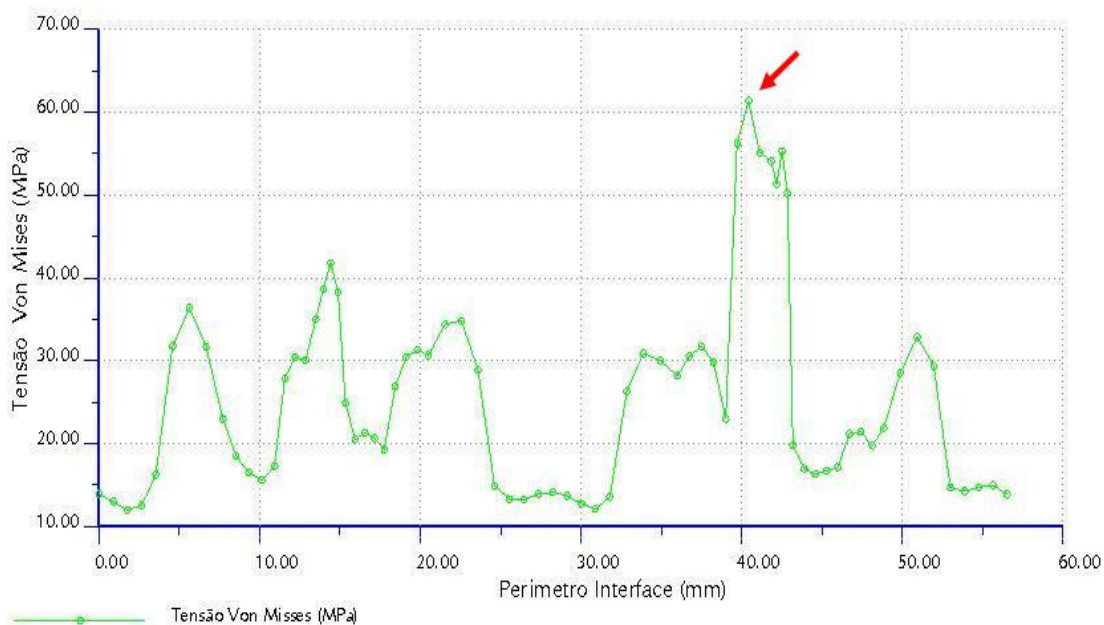


Figura 52: Gráfico da tensão resultante em relação ao comprimento da borda externa da elipse

O resultado da análise mecânica executada nos corpos de prova indicou uma resistência mecânica superior a 500MPa e o valor de referência da norma ASTM-F67 é de 140MPa. Estes valores em comparação aos resultantes obtidos a partir da análise do protótipo

do implante nos cálculos em elementos finitos não ultrapassaram de 65MPa. Então não foi necessário executar os ensaios mecânicos nos protótipos implantes.

Para avaliação da deformação no conjunto do implante se utilizou uma sistemática similar aos ensaios de tensões resultantes. Foram avaliadas as deformações nas bordas externas do implante e na superfície de interface entre as parte côncava e convexa do implante, Figura 53.

Fica evidenciado que a região de maior deformação esta na extremidade da peça, neste caso na peça “convexa”. A grandeza desta deformação é de  $2,49 \cdot 10^{-3}$ mm.

Vale ressaltar que existe um espaçamento a entre as duas peças de  $2,9^\circ$ , o que permite o grau de liberdade necessário a esta “deformação”. Adicionalmente, foi realizada uma avaliação da deformação em um gráfico ao longo do comprimento da borda externa, tornando mais fácil a leitura dos dados, Figura 54.

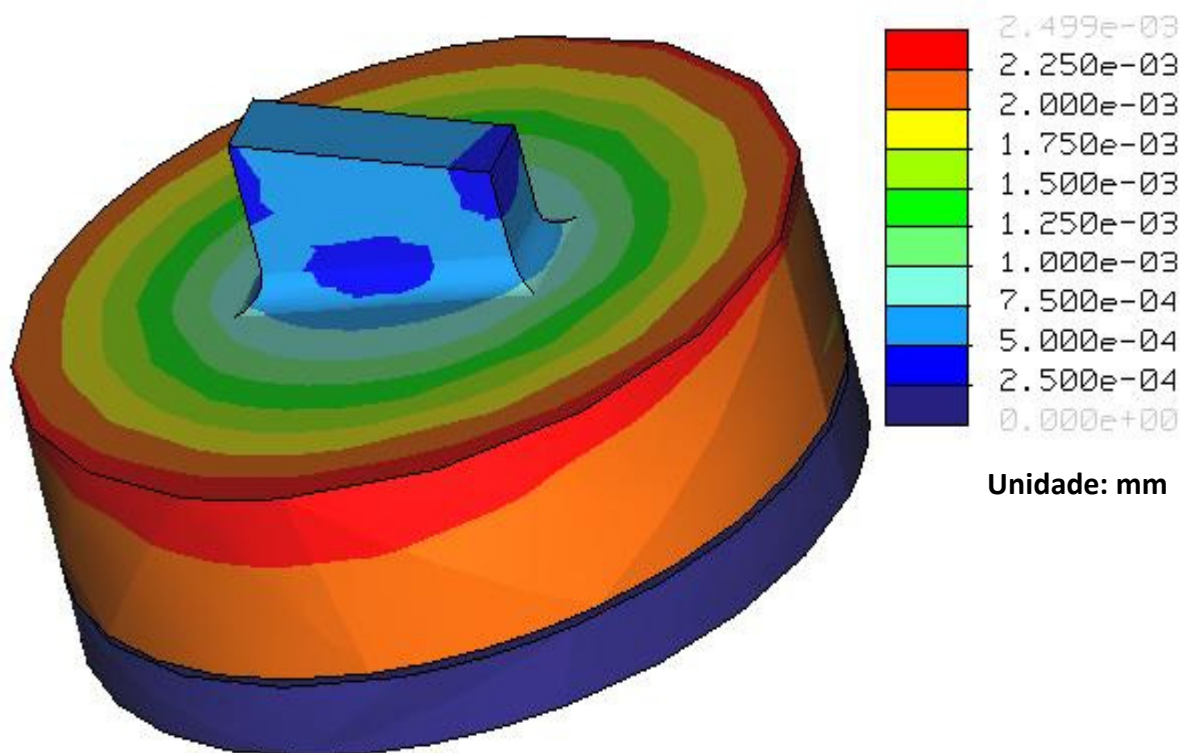


Figura 53: Implante completo simulado sua deformação.

A curva que demonstra a deformação ao longo da superfície de interface entre as duas peças da prótese, esta demonstrada na Figura 54.

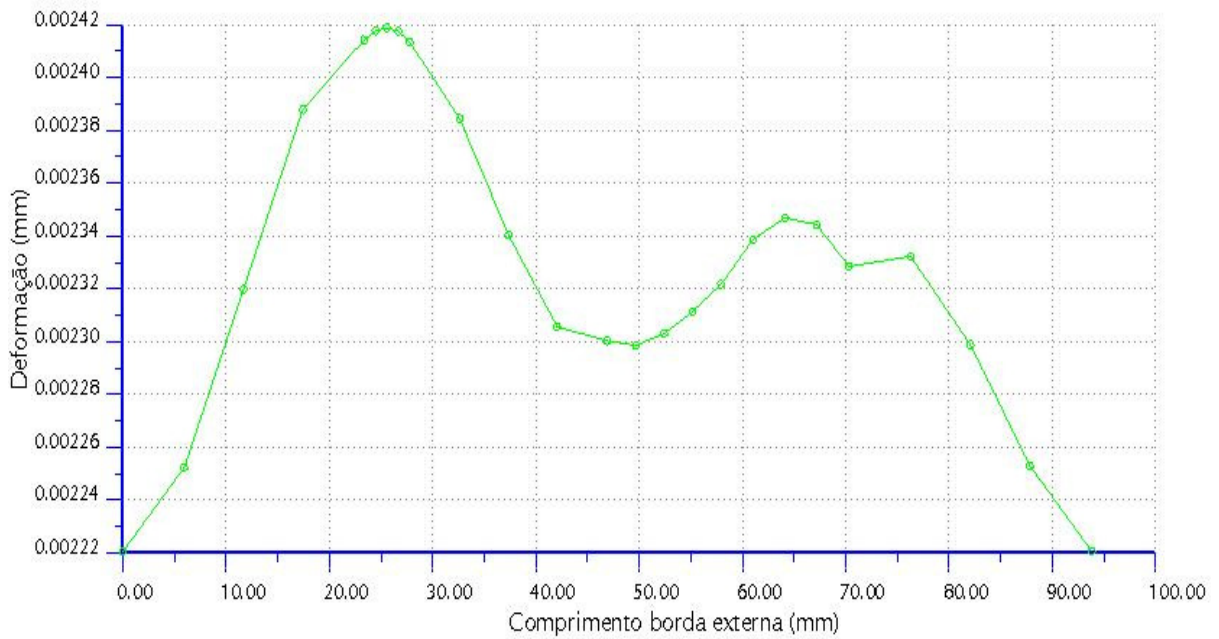


Figura 54: Curva de deformação ao longo do comprimento da borda externa do conjunto implante.

O gráfico da Figura 55 demonstra o deslocamento da região de interface entre as duas peças que compõem o implante. A zona mais externa, destacada em vermelho, indica onde ocorre o maior deslocamento nesta região  $2,15 \cdot 10^{-3}$  mm.

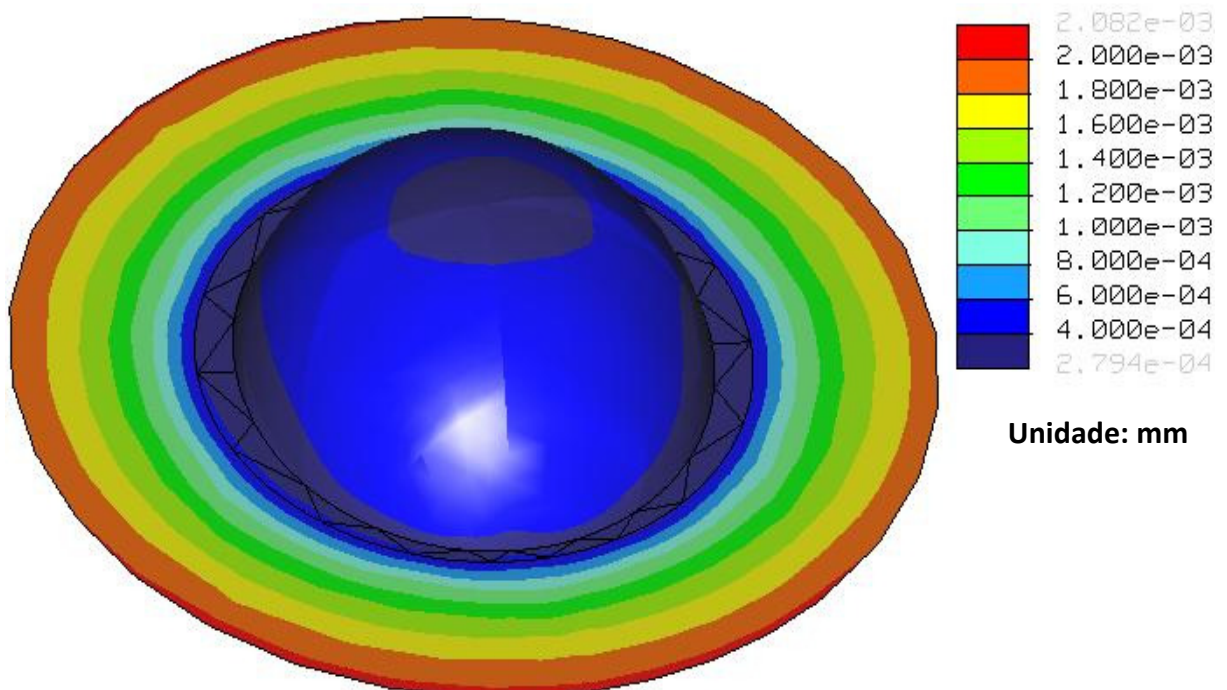


Figura 55: Deformação ao longo da superfície de interface entre as duas partes do implante.

O gráfico que representa a deformação na aresta elíptica de interface entre as partes “côncavas” e “convexas”, esta demonstrada na Figura 56.

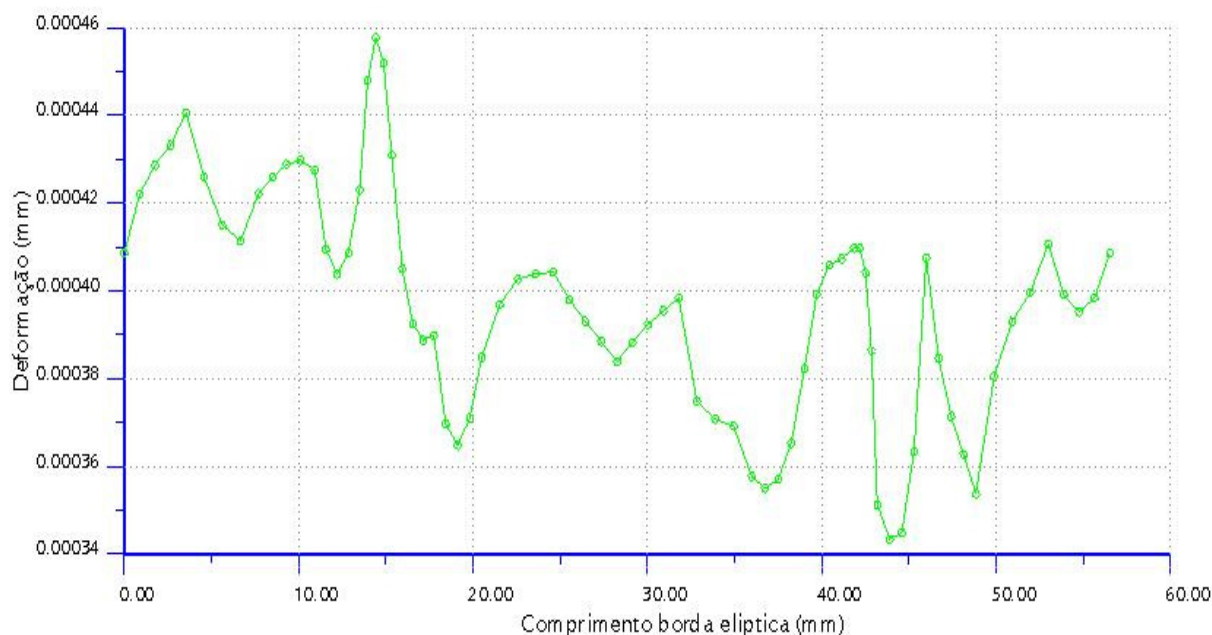


Figura 56: gráfico que representa a deformação na aresta elíptica de interface entre as partes “côncavas” e “convexas”

Os resultados médios, obtido com as análises realizadas em CAE/FEM dos implantes modelados virtualmente no *software* ProMechanica™, estão consolidados e apresentados na Tabela 11. As cargas de 800N e 2400N utilizadas para simulação estão baseadas nos estudos de (BARONI 2005) e de 3400N (COUTO 1995).

Tabela 11: Resultados do CAE/FEM, considerando ensaios de Compressão sobre os componentes.

Carga	Tensão Resultante [MPa]	Deslocamento [mm]
800 N	14,4	$5,6 \cdot 10^{-3}$
2400 N	43,3	$1,7 \cdot 10^{-3}$
3400 N	61,4	$2,6 \cdot 10^{-3}$

A maior deformação ocorreu com a aplicação da carga de 3400N, próximo a borda externa do implante com pouco mais de  $2,60 \cdot 10^{-3}$  mm desde sua posição inicial, ilustrado no maior pico na curva do gráfico Figura 54. Essa deformação foi considerada insignificante para este estudo, pois não afeta os movimentos da coluna vertebral.

#### 4.4. Estudos preliminares em MPC



#### 4.4.1. Análise de densidade e porosidade

O resultado para os valores de massa específica teórica ( $\rho_t$ ) de três corpos de prova à verde está apresentado na Tabela 12.

Tabela 12: Massa específica dos corpos de prova verdes.

MASSA ESPECIFICA TEÓRICA DAS PEÇAS COMPACTADAS VERDES					
Peça	h [mm]	d [mm]	$V_{am}$ [cm <sup>3</sup> ]	$M_s$ [g]	$\rho_t$ [g/cm <sup>3</sup> ]
1	18,74	13,04	2,50	8,031	3,21
2	18,56	13,04	2,48	8,000	3,23
3	18,26	13,04	2,44	8,013	3,29

Os resultados empíricos por Arquimedes da massa específica ( $\rho$ ) dos corpos de prova compactados a verde estão apresentados na

Tabela 13.

Tabela 13: Resultados das análises de densidade por Arquimedes e porosidade corpos de prova compactados a verde.

PEÇAS COMPACTADAS VERDES						
Peça	$M_s$ [g]	$M_u$ [g]	$M_e$ [g]	$M_i$ [g]	$\rho$ [g/cm <sup>3</sup> ]	Po [%]
1	8,031	8,708	2,493	6,215	3,16	27,16
2	8,000	8,673	2,478	6,195	3,17	27,16
3	8,013	8,646	2,434	6,212	3,23	26,01

O valor de aproximadamente 30% de porosidade apresentado nos corpos de prova da Tabela 13, são similares ao apresentado na literatura (Ik-HYUN, et al. 2003). A Tabela 14 apresenta uma comparação dos valores das massas específicas teóricas ( $\rho_t$ ) obtidas através de dados geométricos e da massa específica obtida empiricamente por Arquimedes ( $\rho$ ).

Tabela 14: Diferença percentual entre a massa específica teórica e a medida das peças compactadas verdes.

DIFERENÇA PERCENTUAL ENTRE A MASSA ESPECIFICA GEOMETRICA E A MEDIDA DAS PEÇAS COMPACTADAS VERDES (ARQUIMEDES.)		
$\rho_t$ [g/cm <sup>3</sup> ]	$\rho$ [g/cm <sup>3</sup> ]	Diferença [%]
3,21	3,16	1,56
3,23	3,17	1,86
3,29	3,23	1,82

O resultado dos valores teóricos comparado aos resultados obtidos empiricamente por Arquimedes, a maior diferença percentual não ultrapassou 1,86%.

As análises das densidades e porosidades obtidas por Arquimedes dos corpos de prova compactadas após a sinterização estão apresentadas na Tabela 15.

Tabela 15: Resultados das análises de densidade por Arquimedes e porosidade dos corpos de prova compactados após sinterização 3h.

PEÇAS COMPACTADAS SINTERIZADAS						
Peça	Ms [g]	Mu [g]	Me[g]	Mi [g]	$\rho$ [g/cm <sup>3</sup> ]	Po [%]
1	8,035	8,062	1,949	6,113	4,04	13,9
2	8,006	8,029	1,935	6,094	4,06	11,9
3	8,024	8,041	1,930	6,111	4,08	8,8

Para exemplificar, o resultado de dois corpos de prova após sinterização dentro da câmara de INOX, está demonstrado na Figura 57.



Figura 57: Corpos de prova após sinterização.

Após a sinterização, foi realizada uma avaliação visual e dimensional com paquímetro nos corpos de prova obtidos através da MPC.

Todos os corpos de prova apresentaram contaminação por oxidação em sua superfície, mesmo com a utilização da câmara de Inox e com aplicação de pressão positiva de Argônio. Entretanto, a contaminação poderia ser evitada com a utilização de vácuo ou mesmo o argônio a pressões com maior controle (GERLING, et al. 2006).

Geometricamente, os corpos de prova apresentaram boa estabilidade dimensional, entretanto ficaram suas extremidades deformaram. Houve uma variação no diâmetro, de 0,02mm em uma extremidade e 0,03mm na extremidade oposta. A possível causa para esta deformação é a maior densificação nas extremidades dos corpos de prova. Como a prensa

utilizada neste estudo é de simples efeito, somente o punção superior se move. Assim, o punção superior acaba por pressionar com maior intensidade o pó internamente a matriz, e por conseqüência a densificação é ainda maior na porção superior do que na porção inferior do corpo de prova. Outra possível causa que contribuiu para a deformação, é que durante a sinterização ocorre uma difusão de átomos e o conseqüente efeito de rotação de partículas promove uma retração no corpo de prova. Este efeito é decorrente da produção de tensões atrativas que se concentram nas regiões periféricas dos poros, promovendo maior continuidade de matéria nesta região e o conseqüente aumento no tamanho do poro, causando muitas vezes esta variação dimensional.

Alternativamente aos ensaios de Arquimedes, foi realizada uma avaliação da porosidade com imagens obtidas em MEV. A avaliação foi dimensional, em três regiões dos corpos de prova indicadas na Figura 58. A porosidade pode variar sensivelmente ao longo de peças obtidas por MPC, o que torna a avaliação da porosidade por imagem válida apenas para a região caracterizada. Assim, a região 3 é a região de maior interesse para a produção de implantes, pois é a região de contato com o osso. Quatro imagens de dois corpos de prova na Região 3, estão demonstradas na Figura 59.

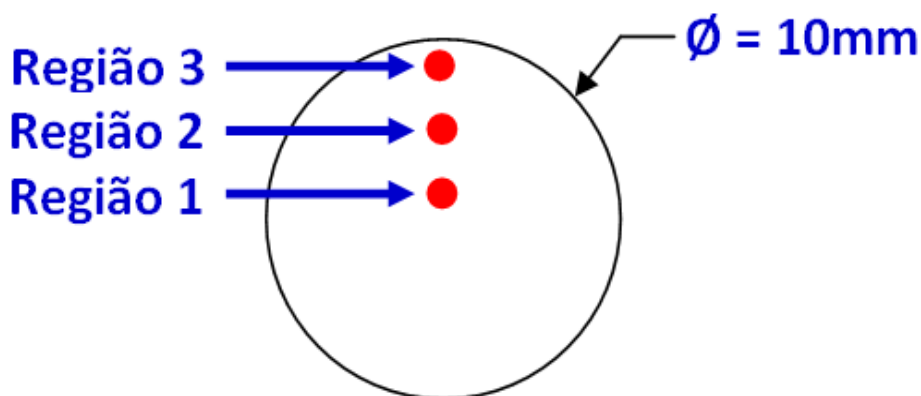


Figura 58: Seção transversal do corpo de prova, indicando as regiões onde foi obtida imagens em MEV.

As imagens da Figura 59 representam dois corpos de prova compactadas de Ti comercialmente puro, sem ataque e com ataque. A diferença entre eles esta em um dos parâmetros durante processo, ou seja, no tempo de permanência no patamar de sinterização a 1100°C. As imagens (a1) e (a2) representam um corpo de prova sinterizado durante 2h no patamar de 1100°C, sem ataque e com ataque respectivamente. As imagens da (b1) e (b2) representam outro corpo de prova sinterizado durante 3h no patamar de 1100°C, sem ataque e com ataque respectivamente.

Os poros do corpo de prova (b1/b2) da Figura 59 possuem dimensões menores que 100 $\mu\text{m}$  em sua maioria, analisado pelo software Image J. Os poros nesta faixa de tamanho permitem que células penetrem e proliferem dentro do arcabouço e isso gera uma maior interação do biomaterial com o osso. Mas no caso da regeneração óssea, alguns autores defendem que o crescimento do tecido ósseo é atingido com tamanho do poro na faixa de 100 $\mu\text{m}$  a 150 $\mu\text{m}$  (MAQUET, et al. 2004), outros na faixa de 100 $\mu\text{m}$  a 350 $\mu\text{m}$  (MICHAEL, YOSHIMOTO e VACANTI 2004), mais compatíveis com os poros obtidos no corpo de prova (a1/a2). Esse resultado demonstra que a sinterização por 2h produz poros maiores se comparados aos poros sinterizados por 3h.

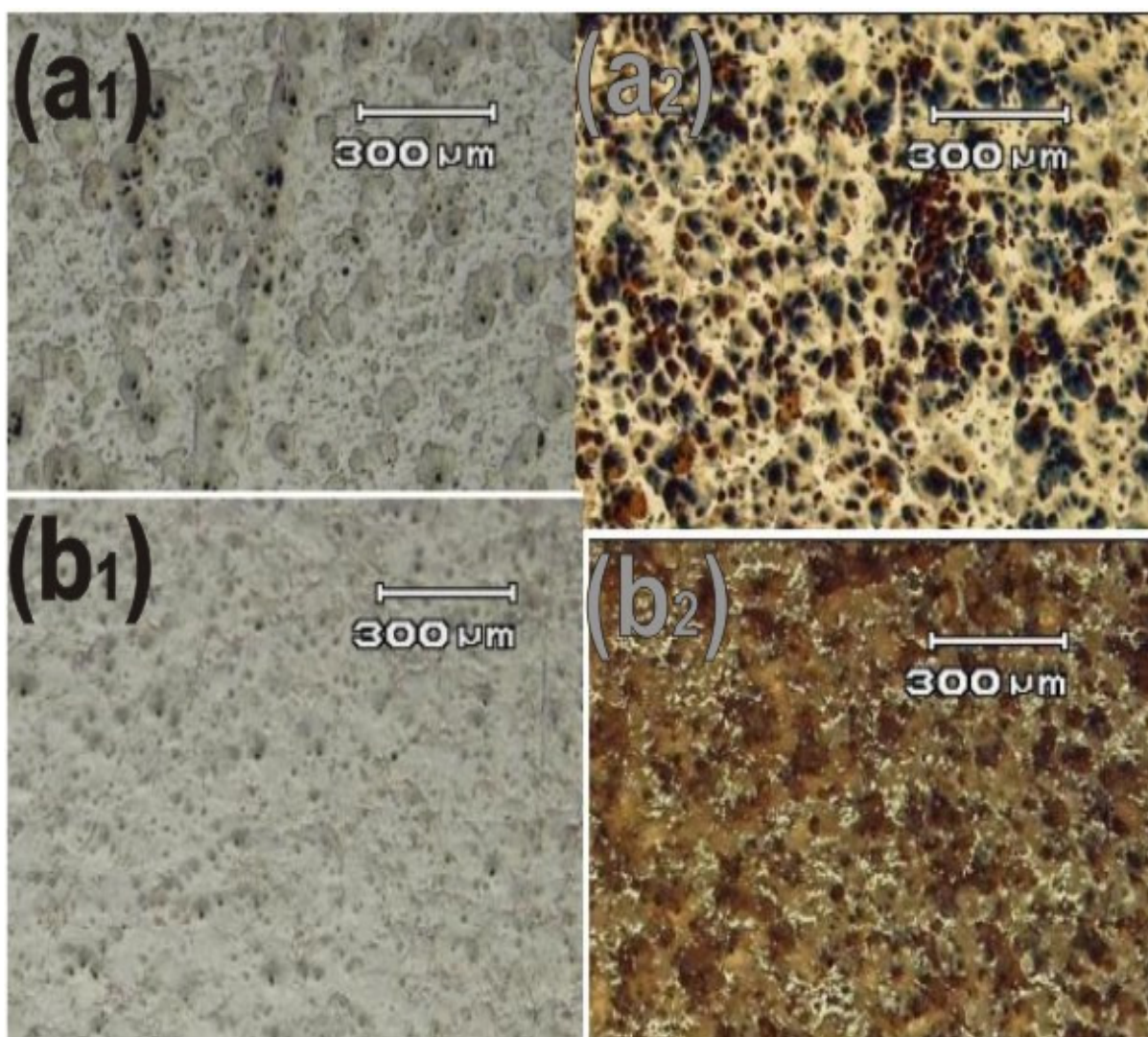


Figura 59: Imagens obtidas em MEV de dois corpos de prova compactadas de Ti: corpo de prova sinterizado por 2h, imagem (a1) sem ataque e (a2) com ataque. Corpo de prova sinterizado por 3h, imagem (b1) sem ataque, (b2) com ataque.

No entanto poros de diâmetro pequeno são preferíveis por terem uma alta área de superfície por volume, contando que o maior poro seja maior que o diâmetro da célula, normalmente entre 10 $\mu$ m e 15 $\mu$ m, no caso de células osteoblástica (GOMES 2004). Em ambos os tempos utilizados para o patamar superior durante a sinterização os corpos de prova obtidos, possuíam poros maiores que as células. Entretanto o maior tamanho em porosidade do corpo de prova (a1/a2) sugere uma menor resistência mecânica (MACÊDO, et al. 2008). A Tabela 16 demonstra o resultado médio de porosidade obtida nos corpos de prova em três regiões distintas

Tabela 16: Resultado da análise de porosidade dos corpos de prova no software ImageJ.

Corpo de Prova	Região 3 (%)	Região 2 (%)	Região 1 (%)
2h	2,7 *(b1/b2)	2,1	2,5
3h	0,2 * (b1/b2)	0,7	1

#### 4.4.2. Ensaio de compressão

Na Figura 60, imagens que mostram o resultado de dois corpos de prova após o ensaio de compressão.



Figura 60: a) à esquerda, corpo de prova (sinterizado 3h) b) à direita, corpo de prova (sinterizado 2h).

No corpo de prova (a), sinterizada durante 3h houve uma ruptura frágil enquanto que no corpo de prova (b), sinterizada por 2h houve uma deformação plástica acentuada após os ensaios de compressão. Os resultados sugerem que o corpo de prova (a) possui maior resistência mecânica e menor porosidade em comparação a corpo de prova (b) que possui menor resistência mecânica e maior porosidade. Mesmo quando há uma pequena variação de porosidade, as propriedades mecânicas do material são afetadas contribuindo para falha (MAMALIS, PETROSSIAN e MANOLAKOS 2000). Há uma correlação proporcional entre

as propriedades mecânica encontradas nos corpos de prova e o grau e “colagem” entre as partículas, ou seja, número de pescoços formados na sinterização (FELTON 2009).

Esteban e Ruiz (**ESTEBAN e RUIZ 2008**) analisaram as propriedades mecânicas de uma série de ligas de titânio inclusive do titânio puro produzidas por metalurgia do pó convencional com pós obtidos por HDH. Os parâmetros do processo foram similares a este estudo: tamanho do pós de até 300 $\mu$ m, cerca de 500MPa de pressão na compactação e 1300°C no patamar de sinterização. Como resultados, a curva de tensão/deformação aponta uma  $\sigma_{esc}$  de aproximadamente 600MPa.

Entretanto, alguns pesquisadores (**BRAM, et al. 2005**) avaliaram as propriedades mecânicas em relação ao tamanho dos poros de corpo de provas de Ti

Para o ensaio de compressão, a determinação da curva de escoamento é importante para o melhor conhecimento do processo de compactação e seus parâmetros. Em contrapartida para o “produto” implante, o que importa é conhecer a Tensão Limite de Escoamento ( $\sigma_{esc}$ ). Conhecendo a  $\sigma_{esc}$  foi possível estimar a resistência mecânica do produto e utilizar este dados para interpretar os valores calculados de resistência do material, necessário no método dos elementos finitos (FEM). A Tabela 17 traz uma comparação dos resultados aproximados da  $\sigma_{esc}$  obtidos nos ensaios, com a literatura e dados normatizados.

Tabela 17: Comparação de valores para  $\sigma_{esc}$ .

Material	Obtenção	$\sigma_{esc}$ (MPa)
Ti	Ensaio	$\geq 600$
Ti	<b>(BRAM, et al. 2005)</b>	$\geq 100$
Ti	<b>(ESTEBAN e RUIZ 2008)</b>	$\geq 400$
Ti (normatizado)	ASTM F-67/ISSO 5832-2	$\geq 140$

Os valores para  $\sigma_{esc}$  que estão consolidados da Tabela 17, demonstram que nenhum dos valores encontrados foi inferior a 100MPa, em outras palavras o protótipo do implante pode sofrer esforços com essa magnitude que não seria comprometido estruturalmente.

#### 4.5. Estudos preliminares em MIM

Trinta corpos de prova foram fabricadas utilizando a MIM, mas a maior parte apresentou falhas, Figura 61. Dentre os prováveis causas estão: a rugosidade superficial acentuada da ferramenta; falta de alinhamento entre as matrizes; tipo de extrator (por pinos), não é adequado para aglutinantes muito frágeis, ocorrendo quebras na extração.

Diversas tentativas foram realizadas para executar o ciclo completo para MIM, entretanto não foram obtidos corpos de prova com boa estabilidade dimensional,

principalmente após a extração térmica Figura 62. As possíveis causas estão relacionadas a fragilidade do aglutinante, alta rugosidade da matriz de injeção e ao procedimento para extração das peças (através de pinos).

Os corpos de prova que foram fabricadas pela MIM, apresentaram falta de estabilidade dimensional e grande contaminação, amplamente discutidas pela literatura (GERMAN e BOSE 1997). Dentre elas se destacam a contaminação dentro do forno (forno utilizado para diversos fins e com diversos materiais), não utilização de vácuo e a falta de controle da temperatura durante o ciclo completo (automação do forno deficiente). Ainda os problemas relacionados ao ferramental de injeção, que não são adequados para injeção de titânio, devido a sua alta rugosidade superficial (peça verde bastante frágil) e sistema de extração baseado em pinos que eventualmente quebram a peça na hora da extração.

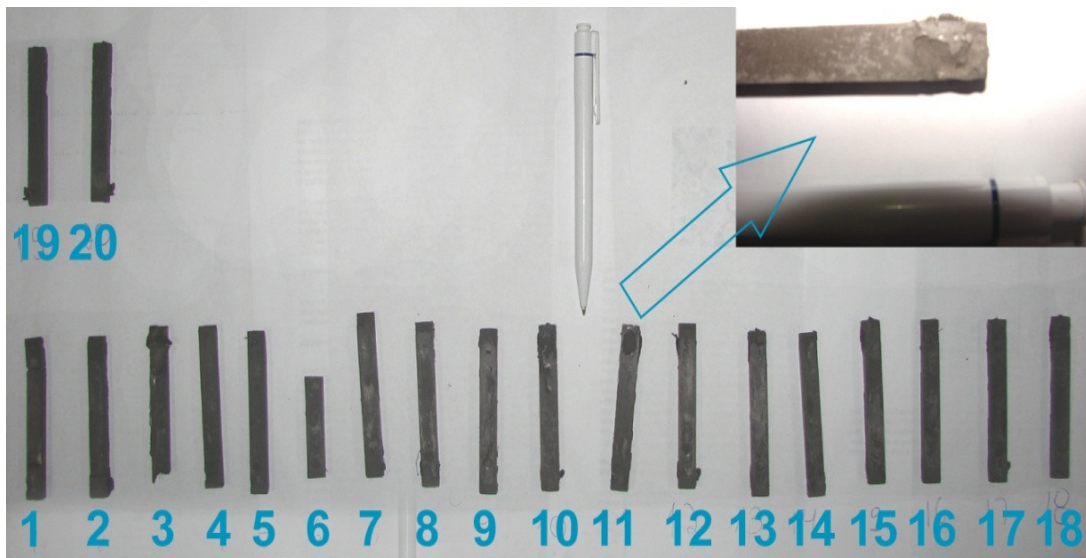


Figura 61: Corpos de prova “verdes” produzidas com diferentes parâmetros de injeção.



Figura 62: Corpo de prova após a extração química, extração térmica e sinterizadas

Outro fator de dificuldade é o alto teor de polímero utilizado no “*binder*”, cerca de 40% o que necessitaria de um processo mais controlado, principalmente na fase de extração térmica. Este percentual foi obtido através estudos empíricos realizados em equipamentos similares ao do presente estudo (GALIO, MÜLLER e SCHAEFFER 2003) (SCHAEFFER, et al. 2008). Alguns estudos da literatura indicam uma cargas de 35% à 50% de volume de sólidos para ligas de titânio (WEIL, NYBERG e SIMMONS 2006) (NYBERG, et al. 2005).

Devido às estes resultados preliminares dos corpo de provas, ou seja, a dificuldade em se obter boas peças através da MIM optou-se por encerrar os ensaios devido a limitação de matéria-prima disponível para estudo.

Assim as etapas correspondentes aos ensaios de tração, metalografia e finalmente a análise porosidade não foram realizadas para MIM.

#### **4.6. Fabricação do Implantes por MPC**

Dentre os dois processos estudados, a MPC e MIM, o processo selecionado para a produção dos protótipos de implantes foi a MPC. Os motivos que levaram a esta escolha não estão somente relacionados à dificuldade de obtenção de corpos de prova com estabilidade dimensional com MIM. Como o implante que foi projetado para este estudo não apresenta uma geometria complexa, facilmente uma ferramenta de compactação pode ser desenvolvida. O processo de MIM possui maior quantidade de etapas, o que encarece o processo, necessitando uma grande quantidade de peças a serem produzidas para viabilizar economicamente o produto. O investimento inicial para produzir os implantes por MPC é substancialmente menor. Além de todas as vantagens econômicas descritas, as propriedades físicas relacionadas à densidade, porosidade e resistência mecânica obtidas pela MPC durante os ensaios preliminares com a fabricação dos corpos de prova atende perfeitamente os requisitos necessários para a produção de implantes.

Foram compactados cinco protótipos do conjunto implante. Na Figura 63, acima estão às peças após a sinterização e abaixo as peças verdes. Fica evidenciada a redução no volume que ocorreu durante o processo de sinterização, nas peças “CONCAVA” e “CONVEXA”. Entretanto esta redução não influencia a aplicação do implante no paciente, pois as dimensões de referência foram mantidas, Figura 47. Um detalhe que fica evidenciado, esta em forma de “quadrado” ocasionado pelo inserto de extração do punção.

A Figura 64 demonstra os protótipos de implantes fabricados, comparando as peças verdes com as peças sinterizadas. O valor da densidade das peças verdes esta descrita na Tabela 18.



Assim como nos corpo de provas compactadas (“billets”), as peças que constituem o implante apresentaram pouca deformação, Figura 65. Esta alteração na geometria ocorre provavelmente devido à diferença de densidade no momento da compactação, sendo uma característica em virtude do projeto da ferramenta e do equipamento utilizado para a compactação. Uma alternativa para melhorar a precisão dimensional é executar uma nova compactação, chamada recompactação. Posteriormente algum tratamento térmico para alívio de tensões, como recozimento, poderia ser executado. Entretanto, este projeto não necessita de dimensões tão precisas.



Figura 63: Protótipos de implantes “verdes” fabricados pela MPC.



Figura 64: Na parte inferior, as peças “verdes”. Na parte superior, as peças após a sinterização

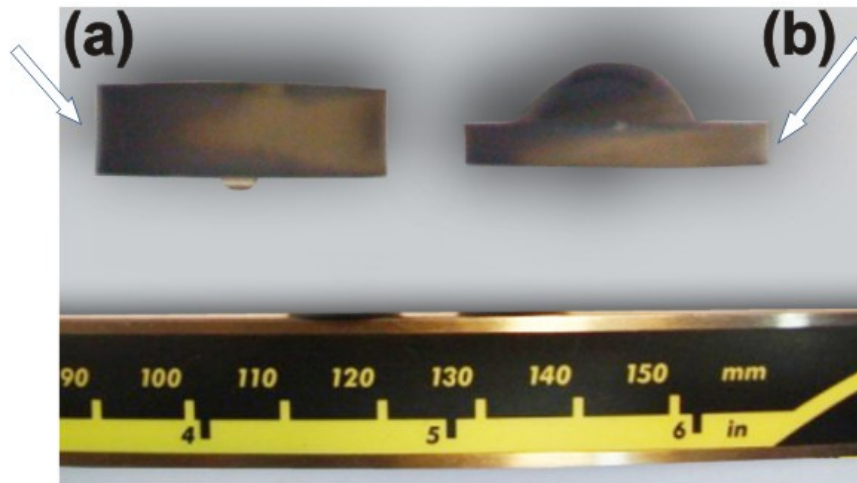


Figura 65: Vista lateral das partes do implante após a sinterização.

Os protótipos de implantes apresentaram menor contaminação visual do que os corpos de prova. Mesmo sem um controle rígido da vazão de gás argônio durante a sinterização e com apoio da câmara de INOX, não foi possível evitar a contaminação de forma completa, principalmente pelo oxigênio. Essa contaminação inviabiliza a implantação do protótipo em seres vivos, mas com um controle mais efetivo da atmosfera interna do forno de sinterização, ou mesmo, a utilização de vácuo poderia contribuir para que este fenômeno não ocorresse. Uma das dificuldades apresentadas na fabricação do implante foi conseguir extrair a peça da matriz sem danificar um relevo criado em projeto, para Figura 66(b). Outra dificuldade foi às marcas deixadas pelos insertos de extração das peças, que após a sinterização ficam mais evidentes Figura 66(a).



Figura 66: (a) Relevo para facilitar osseointegração (b) marca causada pelo inserto da matriz.

#### 4.6.1. Análise de densidade e porosidade

A densidade à verde obtida pelo método de Arquimedes para quatro protótipos de implantes, com procedimentos experimentais idênticos aos corpos de prova esta demonstrada na Tabela 18.

Tabela 18: Densidade peças verdes "CÔNCAVA" e "CONVEXA"

DENSIDADE PROTÓTIPOS MPC VERDES		
Peça	CONCAVA $\rho$ [g/cm <sup>3</sup> ]	CONVEXA $\rho$ [g/cm <sup>3</sup> ]
Protótipo de implante 1	3,10	3,11
Protótipo de implante 2	3,09	3,13
Protótipo de implante 3	3,12	3,13
Protótipo de implante 4	3,10	3,15

Os valores das densidades, entre os corpos de prova e o protótipo de implante, apresentaram valores muito similares, Tabela 13 e Tabela 18.

O resultado em densidade após a sinterização, obtido pelo método de Arquimedes, para quatro protótipos de implantes e com procedimentos experimentais idênticos aos corpos de prova esta demonstrada na Tabela 19.

Tabela 19: Densidade peças sinterizadas "CONCAVA" e "CONVEXA"

DENSIDADE PROTÓTIPOS MPC SINTERIZADOS		
Peça	CONCAVA $\rho$ [g/cm <sup>3</sup> ]	CONVEXA $\rho$ [g/cm <sup>3</sup> ]
Protótipo de implante 1	4,04	4,08
Protótipo de implante 2	4,02	4,06
Protótipo de implante 3	4,03	4,06
Protótipo de implante 4	4,03	4,05

A densidade normatizada para o Ti comercialmente apresentada na Tabela 2 é de 4,5g/cm<sup>3</sup> e o menor valor obtido nos protótipos foi de 4,02g/cm<sup>3</sup>, diferença de aproximadamente 10%.

A distorção dimensional que ocorreu após a sinterização, foi similar entre os corpos de prova Figura 57, e no protótipo de implante Figura 64, onde ocorreram deformações em suas extremidades.

A partir destes resultados, não foi necessário recorrer ao MEV para avaliação da porosidade do implante, dada a distorção dimensional ao longo da peça, que resulta em imprecisão no resultado destas análises por este método. Adicionalmente, os valores das densidades obtidas por Arquimedes dos corpos de prova são muito próximos aos resultados obtidos nos protótipos dos implantes, o que sugere que possuem características similares.

## 5. CONCLUSÕES

- Foi possível desenvolver uma nova prótese de disco para a coluna vertebral lombossacra, utilizando todas as modernas técnicas computacionais CAD/CAE, onde o projeto previu o restabelecimento da mobilidade perdido pelos pacientes;
- A produção através da metalurgia do pó conferiu ao implante características únicas, como porosidade controlada, que se diferencia das tradicionais técnicas de fabricação;
- A porosidade média por Arquimedes dos corpos de prova obtidos por MPC foi de aproximadamente 11,5%, compatível ao encontrado na literatura, o que demonstra que os procedimentos de para a fabricação forma satisfatórios.
- As densidades médias obtida por Arquimedes nos protótipos de implante produzidos por MPC foi de  $4,03 \text{ g/cm}^3$  para as peças “côncavas” e de  $4,06 \text{ g/cm}^3$  para as peças convexas, sendo a densidade muito próxima a densidade teórica do titânio;
- O valor mais elevado em tensões simulado, 60MPa indica que o implante resiste com folgas ao carregamento de 3400N, mesmo sem o auxílio de outros elementos fisiológicos que contribuem para a sustentação e distribuição das forças envolvidas no estudo.
- Os ensaios virtuais realizados em CAD/CAE podem ser utilizados para projeto de implantes, contribuindo para a redução do tempo de projeto, e para aumentar a confiabilidade dos mesmos. O método apresentado mostrou-se versátil, podendo ser aplicado para outros tipos de implantes de coluna.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ADRIAN, M., e J. COOPER. *Biomechanics of Human Movement*. Boston: McGraw-Hill, 1995.
- AEBI, M., J.S. THALGOTT, e J.K. WEBB. *AO ASIF Principles in Spine Surgery*. Publisher Springer, 2000 243P, 2000.
- ALTAN, T., S. OH, e H. L. GEGEL. *Conformação de Metais: Fundamentos e aplicações*. São Carlos - SP: EESC - USP, 1999.
- ALVES, A. F. *Elementos Finitos: a base da tecnologia CAE*. São Paulo: Érica, 2002.
- AMADIO, A.C. “Áreas de aplicação da biomecânica no domínio interdisciplinar e suas relações com o estudo do movimento humano.” *Rev. paul. Educ. Fís.*, 2004: v.18 n.esp p. 45-54.
- ANVISA. *Agência Nacional de Vigilância sanitária*. 10 de JAN de 2009. <http://www.anvisa.gov.br/>.
- APARÍCIO, M, C GINEBRA, M P PLANELL, e J A ONTANÓN. “Structure and mechanical properties of cortical bone.” *Structural Biological Materials*, 2000.
- APLEY, A. G. *Ortopedia e Fraturas em Medicina de Reabilitação*. São Paulo: Atheneu, 1998.
- ASTM. “ASTM E9 - Standard Test Methods of Compression Testing of Metallic Materials at Room Temperature.” *American Society for Testing and Materials*. 2000. <http://www.astm.org/Standards/E9.htm> (acesso em 23 de MAIO de 2008).
- BARONI, Alexandre. *Ensaio Virtuais e Biomecânicos em Implantes para Coluna Vertebral*. Dissertação de Mestrado, Porto Alegre: PPGEM/PUCRS, 2005.
- BARROS, T. E.P. *Afecções traumáticas e degenerativas da coluna lombar*. Dissertação de Mestrado, Ribeirão Preto: Faculdade de Medicina, 1993.
- BATHE, K-J. *Finite Element Procedures in Engineering Analysis*. New Jersey: Ed. Prentice Hall, 1996.
- BAXTER, M. *Projeto de Produto*. São Paulo: Edgard Blücher, 2000.
- BIRD, J. E., J. E. WINTER, R. B. OGILVIE, e J. M. BRADFORD. “Biomechanical analysis of five techniques of transpedicular rod systems.” *Spine*, 1991: n4 v 11. p.973-980.
- BLUMENTHAL, S., e K. GILL. “Complications of the wiltse pedicle screw fixation system.” *Spine* v.18 (1993): p. 1897-1871.
- BRAM, M., H. SCHIEFER, D. BOGDANSKI, M. KOLLER, H.P. BUCHKREMER, e D. STÖVER. “Evaluation of mechanical and biological properties of highly porous titanium parts.” *Powder Metallurgy*, 2005: V. 48 p. 309-312.

- BREME, J, V WADEWITZ, e B FÜRBAKER. “Production and mechanical properties of porous sintered specimens of the implant alloy Ti5Al125Fe;” *Clinical Implants Materials; Advanced Biomaterials*, 1990.
- BUJA, L.M., R. GERARD, e F. KRUEGER. *Atlas de Patologia Humana de Netter*. Artmed biociências, 2007.
- CACHINHO, S.C.P., e R.N. CORREIA. “Titanium porous scaffolds from precursor powders: rheological optimization of TiH<sub>2</sub> slurries.” *Powder Technology*, may de 2007: V. 178 p. 109-113.
- CALLISTER Jr., W. D. *Ciência e Engenharia de Materiais: Uma Introdução*. 5° ed. Rio de Janeiro: LTC, 2002.
- CARVALHO, N.A., et al. “Síntese e Caracterização de Poliuretanos para uso como.” *Fórum de Biotecnologia e biomateriais*. Rio de Janeiro: PEMM/COPPE/UFRJ, 2006.
- CASTRO, S. V. *Anatomia fundamental*. 3°ed. . São Paulo: McGraw-Hill, 1985.
- CETEC. *Ciencia dos Materiais Multimidia*. Jul de 2009. <http://www.cienciadosmateriais.org/> (acesso em Jul de 2009).
- CHANDRUPATLA, T. R. *Introduction to finite elements in engineering*. NJ: Prentice Hall, 1997.
- CHEN, X.B., Y.Li. CANG, P.D. HODGSON, e C. WEN. “The importance of particle size in porous titanium and non porous counterparts for surface energy and its impact on apatite formation.” *Acta Biomaterialia*, February de 2009: v. 5 p. 2290-2302.
- COUTO, H. A. *Ergonomia Aplicada ao Trabalho - O manual técnico da máquina humana*. . São Paulo: Ergo Editora Ltda, v.1, 1995.
- CREMONESI, A., et al. *A metalurgia do pó: alternativa econômica com menor impacto ambiental*. São Paulo: METALLUM EVENTOS, 2009.
- CROLIUS, R. W. “Obtenção de titânio metálico com porosidade controlada por metalurgia do pó.” *Am. Ceram. Soc.* (Ed. Bull; 84,9), 2005: v.30 n.2.
- CURREY, J. *The Mechanical Adaptations of Bones*. N.J.: University of Princeton, 1984.
- DAVIS, P R. “Industrial Back Pain in europe.” *ergonomics: an international journal Devoted to the scientif.* Society ergonomics, 1984.
- DENIS, F. “Spinal Instability Defined By Tree Collumn Spine cept in Acute Spinal.” *Clin. Orthop.*, 1984: v. 36 n. 2 p. S12-S12.
- DOBLARÉ, M, e M J GÓMEZ. “Modelling bone tissue fracture and healing: a review.” *Engineering Fracture Mechanics*, 2004: v. 71. P. 1809-1840.
- DOBLARÉ, M., e M. J. GÓMEZ. “Modelling bone tissue fracture and healing: a review.” *Engineering Fracture Mechanics*, 2004: v. 71. P. 1809-1840.

- DONACHIE Jr, M. J. *Metals Handbook; Titanium; Desk Edition; American Society for metals*. Ohio: Ed. Boyer H.E. & Gal, 1985.
- ENOKA, R. M. *Neuromechanical basic of kinesiology*. 2. Illinois. Champaign, 1988.
- ESTEBAN, P.G., e E.M. RUIZ. “Low-cost titanium alloys? Iron may hold the answers.” *MPR*, 2008: v. 657 p. 24-27.
- FDA. 2008. <http://www.fda.gov/> (acesso em 20 de maio de 2008).
- FELTON, R. et al. *Micro-MIM for Medical Applications*. v. 64 n. 3 p. 12-17 , Bremen, Germany: Fraunhofer Institute for Manufacturing and Advanced Material (IFAM), 2009.
- FROES, F. H. “The production of low-cost titanium powders.” *JOM*, 1998: v. 52 n.5 p.41-43.
- FROES, F. H., e C. M. SCHWANKE. “Advanced Powder Technology.” *Águas de Lindóia*: v.38 n.1 p.36-41, 1984.
- FRYMOYER, J M. *The Adult Spine - Principles and Practice*. New York: Rave Press 2ed., 1991.
- FUNG, Y. C. *Biomechanics: mechanical properties of living tissues*. 2. ed. New York, NY: Press Springer, 1993.
- GALIO, A. F. *Produção de implantes de titânio, via moldagem de pós de hidreto de titânio*. Tese Doutorado, Porto Alegre: PPGEM-UFRGS, 2004.
- GALIO, A.F., I.L. MÜLLER, e L. SCHAEFFER. “Characterisation of Implants Produced by Metal Injection Moulding.” *Fourth International Latin-American Conference on Powder Technology - November 19-21*. Guarujá, Brasil, 2003. Pág.: 01-05.
- GARDNER, E., DONALD J GRAY, e RONAN O. RAHILLY. *Anatomia: estudo regional do corpo humano*. Vol. n. 4. Rio de Janeiro: Guanabara Kooga, 1988.
- GERLING, R., E. AUST, W. LIMBERG, e M. PFUFF. “Metal injection moulding of gamma titanium aluminide alloy powder.” *Mat. Science Eng. A 423*, 2006: p. 262-268.
- GERMAN, R. M., e A. BOSE. *Injection Molding of metals and ceramics*. Metal Powder Industry, 1997.
- GOMES, M.M.E. *A bone tissue engineering strategy base don starch scarffolds and bone morrow cells cultures is a flow perfusion bioreator*. Tese de Doutorado, Portugal: Universidade do Minho, 2004.
- GOTO, K. et al. “Mechanical Analisis of the lumbar vertebrae in three-dimensional finite element method model which intradiscal pressure in the nucleus pulposus was used to establish the model.” *J. of Orthopaedic Science* 7, 2002: 243-246.
- GROOVER, M. P., e E. W. ZIMMERS Jr. *CAD/CAM Computer-Aided Design and Manufacturing*. New Jersey: Prentice-Hall, 1997.

- GUYTON, A. C. *Neurociencia Basica: anatomia e fisiologia*. . Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2.ed., 2002.
- HAHER, R T, A W YEUNG, D M OTTAVIANNO, e A A MEROLA. “The inverse effects of load transfer and load sharing os axial compressive stiffness.” *The Spine Journal*, 2001: 324-330.
- HAY, J. *The biomechanics of Sports Teccniques*. New Jersey: Prentice-Hall, 1978.
- HELGASONB, B., M. VICECONTIA, T.P. RUNARSSON, e S. BRYNJOLFSSON. “On the mechanical stability of porous coated press fit titanium implants: A finite element study of a pushout test.” *Journal of Biomechanics*, MARCH de 2008: v. 41 1675-1681.
- HENRIQUES, V. A. R. “Metalurgia do Titânio e suas ligas.” *Revista Metalurgia & Materiais* (Revista Metalurgia & Materiais), Set 2005: v.61 n. 559 p. 515.
- HEZHOU, Y., X.Y. LIUB, e H. HONGA. “Fabrication of metal matrix composites by metal injection molding:A review.” *Journal of materials processing technology*, 2008: v. 200 p. 12-24.
- IERVOLINO, F. *RECOMPO - Rede Cooperativa de Metalurgia do Pó*. Qualisinter . 2008. <http://www.recompo.com.br/> (acesso em maio de 2008).
- Ik-HYUN, O., N. NOMURA, N. MASAHASHI, e S. HANADA. “Mechanical properties of porous titanium compacts.” *Scripta Materialia*, 2003: p. 1197–1202.
- IMAGE J. *Macbiophotonics*. 2008. <http://www.macbiophotonics.ca/> (acesso maio de 2008).
- JAVORSKY, C.S. *Produção e Caracterização de amostras nitretadas a plasma da Liga Ti6Al4V- ELI*. Tese de Doutorado , PPGEM/UFRGS. , 2001.
- JONGH, C.U., A.H. BASSON, e C. SCHEFFER. “Predictive Modelling Of Cervical Disc Implant wear.” *JournalofBiomechanics*, August de 2008: v. 41 p.3177–3183.
- KAMINSKI, P. C. *Desenvolvendo Produtos com Planejamento, Criatividade e Qualidade*. Rio de Janeiro: LTC Livros Técnicos e Científicos, 2000.
- KENNETH, H., e E. A. THORNTON. *The Finite Element Method for Engineers*. New York, EUA: John Wiley & Sons Inc., 1942.
- KHOO, J. C.H.G., e K BOSE. “A biomechanical model to determine lumbussacarl loads during single stance phase in normal gait.” *Med. Eng. Phys*, 1995: 27-35.
- KING, D. “Internal fixation for lumbussacral fusion.” *Am. J. Surg*. v. 66 (1944): p. 357-361.
- KOOGAN, H. *Enciclopédia e Dicionário ilustrado*. Rio de Janeiro: Editora Guanabara, 1994.
- KUMAR, S. *Biomechanics in ergonomic*. Vol. 9. Philadelphia, PA: Taylos & Francis Group, 1999.
- KURTZ, S. et al. “Polyethylene wear and rim fracture in total disc arthroplasty.” *The Spine Journal* , 2007: P. 12-21.



- LEARDINI, A., et al. "A new software tool for 3D motion analyses." *Clinical Biomechanics*, 2006: p. 870-879.
- LENEL, F. V. "Compacting In: Powder Metallurgy - Principles and Applications, MPFI." p. 99-116. NJ: Princeton, 1980.
- LUNA, W. H.D. *Estudos para Obtenção da Liga NiTi pelo Processo de Moldagem de Pós por Injeção*. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Minas, Metalúrgica e de Materiais), Porto Alegre: UFRGS, 2008.
- LUQUE, E. R., N. CASSIS, e G. RAMIREZ-VILLELA. "Segmental Spinal Instrumentation in treatment of fractures of thoracolumbar spine." *SPINE*, 1982: v.7 n3 p. 312-317.
- LYALL, F, e El HAJ. *Biomechanics and Cells. Society for experimental Biology Seminar Series 54*. Cambridge: Press University Cambridge, 1994.
- MACÊDO, H.R.A., M. O. CARDOSO, H. C.N. MOTA, e Jr. C. ALVES. "Comparação de discos porosos de titânio comercial sinterizados a plasma em cátodo planas e cátodo oco." *Revista Brasileira de Aplicações a Vácuo*, 2008: v.27 n. 1 p.39-42.
- MAMALIS, A.G., G.L. PETROSSIAN, e D.E. MANOLAKOS. "Limit design of porous sintered metal powder machine elements." *Journal of Materials Processing Technology*, 2000: p. 3335-342.
- MAQUET, V., A. R. BOCCACCINI, L. PRAVATA, I. NOTINGHER, e R. JÉRÔME. "Porous poly( $\alpha$ -hydroxyacid)/Bioglass® composite scaffolds for bone tissue engineering. I: preparation and in vitro characterisation." *BIOMATERIALS*, 2004: v. 25 n. 18 p. 4185-4194.
- McGINNIS, P. M. *Biomechanics Sports and Exercises (Hardcover)*. Champaign: Peter Merton McGINNIS, 2004.
- MERCADANTE, T., K KOJIMA, J. O. HUNGRIA, e R. ZAN. "Estudo mecânico comparativo de quatro montagens de fixador externo monolateral submetidos à força de torção." *Rev Bras Ortop*, 2003: 38(3):106-16.
- METAL POWDER. *METAL POWDER*. 2009. [http://www.metal-powder.net/newsview/archive/newsview\\_dec04.html](http://www.metal-powder.net/newsview/archive/newsview_dec04.html) (acesso em jul de 2009).
- MICHAEL, S., H. YOSHIMOTO, e J. P. VACANTI. "In Vivo Bone Tissue Engineering Using Mesenchymal Stem Cells on a Novel Electrospun Nanofibrous Scaffold." *Tissue Engineering*, 2004: 10(1-2): 33-41.
- MILKE, A.R. *O projeto de moldagem de pós por injeção aplicado na fabricação de peças de aço*. Dissertação Mestrado em Engenharia, Porto Alegre: Escola de Engenharia, Curso de pós Graduação em Engenharia Metalúrgica da UFRGS, 2000.
- MITKOV, M., e D. BOZIC. "Hydride-dehydride conversion of solid Ti6Al4V to powder form." *Mat Charact. n. 37*, 1996: p. 53-60.

MOREIRA, A.S.B., M.T. PASTORELI, L.H.F. DAMASCENO, e H.L.A. DEFINO. “Estudo experimental da influência das dimensões dos.” *ACTA ORTOP BRAS* 11(3), 2003: P. 240-250.

NASHENSON, A L, A B SCHULTZ, e M. H. BERKSON. “Mechanical properties of human lumbar spine motion segments. Influence of age, sex, disc level, and degeneration.” *Spine*, 1979: 4(1):1-8.

NETTER, H. F. *The ciba collectios of medical ilustration. Musculoskeletal system. Part 1: Anatomy, physiology and Metabolic Disorders.*, Vol. 8. 1987.

NYBERG, E., M. MILLER, K. SIMMONS, e W. SCOTT. “Microstructure and mechanical properties of titanium components fabricated by a new powder injection moulding technique.” *Materials Science and Technology* , 2005: v. 25 n. 3 p. 336-342.

O’LEARY et al., P. “Response Charité total disc replacement under physiological loads: prothesis component motion patterns.” *The Spine Journal*, 2005: 590-599.

O’SULLIVAN, SUSAN B, e THOMAS J. SCHMITZ. *Fisioterapia: avaliacao e tratamento*. Edição: Manole. Tradução: Fernando Gomes do Nascimento. Sao Paulo: Manole: Traducao de Fernando Gomes do Nascimento. 2. ed. Sao Paulo: Manole, 1993. 775 p, 1993.

PANIGRAHI, B.B., M.M. GODKHIND, K. DAS, P.G. MUKUNDA, e P. RAMAKRISHNAN. “Sintering kinetics of micrometric titanium powder.” *Materials Science and Engineering A*, 2005: v 396 n 1-2 p.255-262.

PARK, J. B., e J. D. BRONZINO. *Biomaterials: principles and applications*. MA USA,: Library of Congress Cataloging-in-Publication Data, 2003.

PUNO, R.M., J.E. Bechtold, J.E. Bird, R.B. Winter, Ogilvie J.M., e D.S. Bradford. “Biomechanical analysis of five tecniques of transpedicular rod systems. .” *Spine* 16, 1991: p. 973 – 980.

ROHLMANN, A et al. “Analysis of the influence of disc degeneration on the mechanical behaviour of a lumbar motion segment using the finite element method.” *Journal of Biomechanics*, 2006: 2484-2490.

ROUSSEAU, et al, M. “Disc arthroplasty design influences intervertebral kinematics and facet forces.” *The Spine Journal*, 2006: 258 – 266.

ROY-CAMILLE, R., G. SAILLANT, e C. MAZEL. “Internal fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating.” *Clin. Orth. Rel. Res.* 1986. p 7-17.

SCHAEFFER, L., D.M. PADILHA, A. FUTTERLEIB, e A. BARONI. “The Study of Prototypes of Dental Implants Obtained by the Titanium Powder Injection Molding Process: in vivo study.” *Materials Science Forum*, 2008: v. 591, p. 179-186.

SCHWANKE, C. M. *Obtenção de titânio particulado pelo processo de hidratação-dehidratação*. Tese de Doutorado em Engenharia de Minas, Metalúrgica e de Materiais - PPGEM, Porto Alegre: UFRGS, 2000.

SERDEIRA, A. *Dissertação Mestrado*, São Paulo: Escola Paulista de Medicina, 1994.

SERDEIRA, A. *Estudo mecânico de implante para fixação do segmento lombossacro da coluna vertebral*. *Dissertação Mestrado*, São Paulo.: Escola Paulista de Medicina., 1994.

SERDEIRA, A., A. R. BARONI, E. A. ZARDO, e L. H. HUNGARETTI. “Utilização da Engenharia Virtual para Teste Estrutural em Próteses para implante Lombossacro da Coluna Vertebral.” *Anais IX Congresso Brasileiro de Coluna*. Fortaleza CE: Revista Brasileira de Coluna, 2002.

SHENA, H., e L.C. BRINSON. “Finite element modeling of porous titanium.” *International Journal of Solids and Structures*, 2007: v. 44 n. 1 p. 320–335.

SPIVAK, J., e J BENDO. “Orthopaedic Knowledge update. Rosemont, IL;” *J. Lumbar degenerative disorders; American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 2002: 627-44.

SPOERKE, E.D., N.G. MURRAY, Li HUANLONG, L.C. BRINSON, D.C. DUNAND, e S.I. STUPP. “A bioactive titanium foam scaffold for bone repair.” *Acta Biomaterialia 1*, 2005: p. 523–533.

SUPATI, R., N. H. LOH, K. A. KHOR, e S. B. TOR. “Mixing and characterization of feedstock for powder injection molding.” *Materials Letters*, 46 (2-3), 2000: p. 109-114.

TAKSALI, S., J.N. GRAUER, e A.R. VACCARO. “Material considerations for intervertebral disc replacement implants.” *The Spine Journal*, 2004: P. 231S–238S.

THUMMLER, F., e R. OBERACKER. *An Introduction to Powder Metallurgy*. Maney Publishing, 1994.

TOLEDO, C. S. “Estudo mecânico do fixador externo de Rossi. Tese ( doutorado).” HC - USP São Paulo: Faculdade de Medicina, 1989.

VENDRAME, J.R.B. *Estudo da participação do osso cortical e esponjoso na fixação de implante pedicular na coluna lombar*. . *Dissertação de mestrado Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto : Universidade de São Paulo*, 2000.

WEIL, K.S., E. NYBERG, e K. SIMMONS. “A new binder for powder injection molding titanium.” *Journal of Materials Processing Technology*, 2006: p. 205–209.

WEINSTEN, J. N., B. L. RYDEVIK, e W. RAUSCHNING. “Anatomic and technical considerations of pedicle screw fixation.” *Clin. Orthop. Rel.*, 1992: p. 34 – 46.

ZEID, I. *CAD/CAM Theory and Practice*. McGraw-Hill, NY 1991.