



**ESCOLA DE ENGENHARIA DE
PIRACICABA**

**FUNDAÇÃO MUNICIPAL DE ENSINO DE
PIRACICABA**



Trabalho de Conclusão de Curso

*A prototipagem rápida como ferramenta auxiliar no
desenvolvimento de produtos, um estudo de caso envolvendo
implantes ortopédicos.*

Leonardo Carreira Batista RA:200080195

2012



**ESCOLA DE ENGENHARIA DE
PIRACICABA**

**FUNDAÇÃO MUNICIPAL DE ENSINO DE
PIRACICABA**



Trabalho de Conclusão de Curso

***A prototipagem rápida como ferramenta auxiliar no
desenvolvimento de produtos, um estudo de caso envolvendo
implantes ortopédicos.***

Leonardo Carreira Batista RA:200080195

Orientador – Marcelo Eurípedes

Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado à Escola de Engenharia de
Piracicaba, como parte dos requisitos para
obtenção do título de Engenheiro Mecânico.

Piracicaba – SP

2012

Leonardo Carreira Batista
RA: 200080195

A prototipagem rápida como ferramenta auxiliar no desenvolvimento de produtos, um estudo de caso envolvendo implantes ortopédicos.

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Escola de Engenharia de Piracicaba, como parte dos requisitos para obtenção do título de Engenheiro Mecânico.

Piracicaba, 10 de Novembro de 2012

Banca Examinadora:

Marcelo Euripedes da Silva – (Presidente)
Mestre em Engenharia Mecânica
Escola de Engenharia de Piracicaba

Giovani Leandro Benato– (Membro)
Mestre em Eng. de Produção
Faculdade de Tecnologia de Piracicaba
Escola de Engenharia de Piracicaba

Marcos Roberto G. Bertanha– (Membro)
Mestre em Eng. de Produção
Colégio Técnico de Piracicaba

Dedico este trabalho a minha mãe, que colaborou para minha formação universitária, que lutou a meu lado e que acreditou em meus sonhos.

A meu falecido pai, Afonso, que esteve presente em minhas orações ao longo destes 5 anos, me trazendo paz e tranquilidade.

A meu querido irmão Bruno, que dispôs de conhecimento, paciência, carinho e atenção.

E a empresa MDT, que vêm me lapidando como profissional e acreditando em meu potencial.

Leonardo Carreira Batista

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por me permitir esta conquista.

Agradeço a meu orientador e professor Marcelo Eurípedes por ter disposto de paciência nos momentos de dúvidas, pela sua presteza no auxílio às atividades e discussões sobre o andamento deste trabalho e pela amizade desenvolvida ao longo do curso.

A empresa MDT – Indústria, Comércio, Importação e Exportação de Implantes Ortopédicos, por ter disposto de materiais para a conclusão deste trabalho, por ter me transformado no profissional que sou, e pelas oportunidades e conquistas que me proporcionou ao longo de todo este tempo.

Ao diretor Leonardo Bueno, e aos gerentes Eduardo Klain e Daniele Monezzi, pelo conhecimento, paciência e tempo que vêm me dedicando, pela amizade e horas de descontração, mas principalmente por acreditar em meu potencial.

A minha namorada Jocilene, pela paciência, ajuda, compreensão, amor e companheirismo.

Aos companheiros de trabalho José Antônio Máximo, Thiago Caritá, Rodrigo Botelho e Silvia Bruna de Andrade, pelo tempo e auxílio dedicados a este trabalho.

Aos meus amigos, em especial, Emanuel, Gabriel, Tiago Garcia, Felipe, Tiago Tavorari e Tarcísio Tavorari, pelas horas de descontração, incentivo e apoio.

Para não cometer injustiça, agradeço a todos que de alguma forma passaram pela minha vida e contribuíram na realização dos meus ideais.

EPÍGRAFE

“... os organismos mais bem adaptados ao meio têm maiores chances de sobrevivência do que os menos adaptados, desta forma, os organismos mais bem adaptados são, portanto, selecionados para aquele ambiente.”

Teoria da evolução – Charles Darwin

RESUMO

Nos últimos anos, o desenvolvimento de produtos ganhou destaque no ramo industrial, pois demonstrou ser uma área na qual as empresas podem obter vantagens competitivas. Através deste pensamento, a tecnologia de prototipagem rápida ganhou espaço no mercado, por ser uma ferramenta de objetivos claros: velocidade e realismo. Diante de um cenário de um mercado competitivo, onde novas tecnologias propiciam vantagens mercadológicas para os que nela investem, o presente trabalho procurou demonstrar a vantagem da utilização do processo de prototipagem rápida em relação ao de prototipagem “fabricada”, através da análise de tempos e custos de processos (com ênfase no desenvolvimento de implantes ortopédicos). No desenvolvimento deste trabalho, foram abordados os seguintes conceitos: tipos de prototipagem rápida, aplicações na indústria mecânica e na área médica, materiais biocompatíveis, biomecânica e etapas do desenvolvimento de um projeto. O estudo de caso foi realizado utilizando um conjunto de cinco instrumentais cuja aplicação se dá em cirurgias de coluna, e apresentou considerável redução dos tempos e custos totais de fabricação para uma versão de protótipo, e também para três versões de protótipo.

Palavras-chave: Prototipagem rápida, implantes ortopédicos, economia e velocidade.

ABSTRACT

Over the past years, product development has gained evidence in the manufacturing business, since it has proven to be an area from which companies can get competitive benefits. Through this line of thought, rapid prototyping technology has gained space in the market, because it is a tool that presents clear objectives: speed and realism. While facing a scenario of a competitive market, where new technologies provide marketing advantages for those who invest in them, this study is intended to show the advantages gained when a person uses the rapid prototyping process when compared to the “manufactured” prototyping. It is done through the analysis of time and process costs (placing an emphasis on the development of orthopedic implants). As this study was developed, the following concepts were approached: types of rapid prototyping; its use in the mechanic industry and medical sector; biocompatible materials; biomechanics; and the phases of a project development. The case study was carried out by using a set of five instruments which are applied in spine surgeries. They showed considerable reduction of time and total manufacturing costs for a prototype version, as well as for three versions of the prototype.

Keywords: Rapid Prototyping, orthopedic implants, economy and speed.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Etapas da confecção do protótipo rápido	19
Figura 2 - Esquema de Funcionamento da Estereolitografia	20
Figura 3 - Esquema de Funcionamento da FDM	21
Figura 4 - Vista frontal de aeromodelo - Software de Prototipagem Rápida.....	22
Figura 5 - Esquema de funcionamento da LOM.....	23
Figura 6 - Esquema de funcionamento da SLS	24
Figura 7 - Aeromodelo	27
Figura 8 - Protótipo rápido do aeromodelo utilizado na disciplina Laboratório de Fundição	28
Figura 9 - Caixa de machos sobre a plataforma do equipamento de estereolitografia	29
Figura 10 - Modelo CAD obtido através de tomografia computadorizada.....	30
Figura 11 - Substituição óssea por prototipagem rápida	31
Figura 12 - Representação da Coluna Vertebral	44
Figura 13 - Unidade Funcional da Coluna.	45
Figura 14 - Sistemas pediculares.....	47
Figura 15 - Espaçadores intervertebrais	48
Figura 16 - Alinhamento do Joelho e do Quadril.....	50
Figura 17 - Prótese de Joelho	50
Figura 18 - Diagrama esquemático de uma substituição artificial do quadril.....	51
Figura 19 - Componentes de uma Prótese de Quadril.....	52
Figura 20 - Compressão na borda inferior da mandíbula, tração na região alveolar	53
Figura 21 - Placas de osteossíntese buco-maxilo-facial.....	54
Figura 22 - Representação de tamanhos.....	61
Figura 23 - Radiografia Escoliose.....	63
Figura 24 - Pré e pós operatório – Cirurgia de escoliose	64
Figura 25 - Posicionamento dos Clipadores para Derrotação das Vértexas.	64
Figura 26 - Acessório nº01 Pré-processamento - ISO VIEW	83
Figura 27 - Acessório nº01 Pré-processamento – TOP VIEW	83
Figura 28 - Acessório nº01 Pós-processamento - ISO VIEW	84
Figura 29 - Acessório nº01 Pós-processamento – TOP VIEW.....	84
Figura 30 - Acessório nº01 Pós-processamento – RIGHT VIEW	85
Figura 31 - Acessório nº01 - Protótipo rápido	85
Figura 32 - Acessório nº02 Pré-processamento – ISO VIEW	86

Figura 33- Acessório nº02 Pré-processamento – TOP VIEW	86
Figura 34 - Acessório nº02 Pós-processamento – ISO VIEW	87
Figura 35 - Acessório nº02 Pós-processamento – TOP VIEW	87
Figura 36 - Acessório nº02 Pós-processamento – RIGHT VIEW	88
Figura 37 - Acessório nº02 - Protótipo rápido	88
Figura 38 - Acessório nº03 Pré-processamento – ISO VIEW	89
Figura 39 - Acessório nº03 Pré-processamento – TOP VIEW	89
Figura 40 - Acessório nº03 Pós-processamento – ISO VIEW	90
Figura 41 - Acessório nº03 Pós-processamento – TOP VIEW	90
Figura 42 - Acessório nº03 Pós-processamento – RIGHT VIEW	91
Figura 43 - Acessório nº03 - Protótipo rápido	91
Figura 44 - Acessório nº04 Pré-processamento – ISO VIEW	92
Figura 45 - Acessório nº04 Pré-processamento – TOP VIEW	92
Figura 46 - Acessório nº04 Pós-processamento – ISO VIEW	93
Figura 47 - Acessório nº04 Pós-processamento – TOP VIEW	93
Figura 48 - Acessório nº04 Pós-processamento – RIGHT VIEW	94
Figura 49 - Acessório nº04 - Protótipo rápido	94
Figura 50- Clipador tipo Persuader - Pré-processamento – ISO VIEW	95
Figura 51- Clipador tipo Persuader - Pré-processamento – TOP VIEW	95
Figura 52 - Clipador tipo Persuader - Pós-processamento – ISO VIEW	96
Figura 53- Clipador tipo Persuader - Pós-processamento – TOP VIEW	96
Figura 54 - Clipador tipo Persuader - Pós-processamento – RIGHT VIEW	97
Figura 55 - Clipador tipo Persuader - Protótipo rápido.....	97

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Elementos químicos do titânio.	33
Quadro 2 – Critérios de aceitação do titânio para implantes.	34
Quadro 3 – Propriedades mecânicas do titânio medicinal.	34
Quadro 4 – Elementos químicos do aço inox medicinal.	36
Quadro 5 – Critérios de aceitação do aço inox para implantes.	36
Quadro 6 – Requisitos Mecânicos para Fios e Barras.	37
Quadro 7 – Requisitos Mecânicos para Fios Finos.	37
Quadro 8 – Elementos químicos da liga microfundida Cromo Cobalto Molibdênio.	38
Quadro 9 – Critérios de aceitação da liga microfundida Cromo Cobalto Molibdênio.	38
Quadro 10 – Propriedades mecânicas da liga microfundida Cromo Cobalto Molibdênio.	39
Quadro 11 – Propriedades mecânicas PEEK OPTIMA.	40
Quadro 12 - Guia para usinagem e acabamento de PEEK-OPTIMA	41
Quadro 13 – Requisitos para o pó.	42
Quadro 14 – Requisitos Físicos e Mecânicos.	43
Quadro 15 – Andamento de um projeto.	60
Quadro 16 – Prototipagem Rápida x Fabricação.	67
Quadro 17 – Prototipagem Rápida x Fabricação (3 Versões).	70

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Tempos de Prototipagem x Tempos de Fabricação.....	67
Gráfico 2 - Custos de Prototipagem x Custos de Fabricação.....	68
Gráfico 3 - Tempo Total de Prototipagem x Tempo Total de Fabricação.....	68
Gráfico 4 - Custo Total de Prototipagem x Custo Total de Fabricação.....	68
Gráfico 5 - Tempos de Prototipagem x Tempos de Fabricação.....	70
Gráfico 6 - Custos de Prototipagem x Custos de Fabricação.....	71
Gráfico 7 - Tempo Total de Prototipagem x Tempo Total de Fabricação.....	71
Gráfico 8 - Custo Total de Prototipagem x Custo Total de Fabricação.....	71

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

CAE	<i>Computer Aided Engineering</i>
CAD	<i>Computer Aided Design</i>
CAM	<i>Computer Aided Manufacturing</i>
RP	Prototipagem Rápida
STL	<i>StereoLithography</i> – Extensão de arquivo
SL	Estereolitografia
IJP	Impressão a Jato de Tinta
UV	Ultravioleta
FDM	Modelagem por fusão de material
LOM	Manufatura Laminar de Objetos
3DP	Impressão Tridimensional
SLS	Sinterização Seletiva a Laser
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
ASTM	<i>American Society for Testing and Materials</i>
CP	Corpo de Prova
Co	Cobalto
Cr	Cromo
Mo	Molibdênio
PEEK	Poli-éter-éter-cetona
UHMW	<i>Ultra High Molecular Weight</i>
FSU	Unidade Funcional da Coluna
ATQ	Artroplastia Total de Quadril
CIM	<i>Computer Integrated Manufacturing</i>

SUMÁRIO

1. Introdução	16
2. A prototipagem rápida.....	18
2.1 Princípio básico de funcionamento	18
2.2 Tipos de prototipagem.....	18
2.2.1 Baseados em líquidos	19
2.2.2 Baseados em sólidos	21
2.2.3 Baseados em pó.....	22
3 Tecnologias e aplicações.....	25
3.1 A prototipagem na indústria mecânica.....	25
3.2 A prototipagem no ramo médico.....	29
3.3 Outros ramos de aplicação da prototipagem	31
4 Materiais implantáveis	33
4.1 Liga de Titânio	33
4.1.1 Características da composição química.....	33
4.1.2 Características das propriedades mecânicas.....	34
4.1.3 Usinabilidade.....	35
4.2 ASTM F-138	35
4.2.1 Características das composições químicas.....	36
4.2.2 Características das propriedades mecânicas.....	36
4.2.3 Usinabilidade.....	37
4.3 ASTM F-75	37
4.3.1 Características das propriedades químicas.....	37
4.3.2 Usinabilidade.....	39
4.4 PEEK.....	39
4.4.1 Características das propriedades químicas.....	39
4.4.2 Características das propriedades mecânicas.....	40
4.4.3 Usinabilidade.....	40
4.5 Polietileno	41
4.5.1 Características das propriedades químicas.....	42
4.5.2 Características das propriedades mecânicas.....	43
4.5.3 Usinabilidade.....	43
5 Biomecânica.....	44

5.1 Anatomia e Biomecânica da coluna vertebral.....	44
5.2 Anatomia e Biomecânica para Joelho	48
5.3 Anatomia e Biomecânica para Joelho	51
5.4 Anatomia e Biomecânica Buco-maxilo-facial	53
6.0 Etapas no desenvolvimento de um projeto.....	55
6.1 Estudo de Viabilidade	55
6.2 Projeto básico	56
6.3 Projeto Executivo	56
6.4 Planejamento de produção / execução	57
7. Estudo de caso.....	58
7.1 Processo de desenvolvimento de implantes.	58
7.2 Vantagens e desvantagens da prototipagem rápida no desenvolvimento de implantes e seus instrumentais de aplicação.	62
7.3 A cirurgia de escoliose	62
7.4 Materiais e métodos	65
7.5 Resultados e discussões.....	66
8. CONCLUSÃO	72
9. BIBLIOGRAFIA.....	74
10. ANEXO I – QUADRO DE COMPARAÇÕES DE PROTOTIPAGEM RÁPIDA.....	75
11. APENDICE I – Quadro do estudo de valores da fabricação do conjunto de instrumentais “Clipador tipo Persuader”	76
12. APENDICE II - Estudo de valores da prototipagem rápida do conjunto de instrumentais “Clipador tipo Persuader”	81

1. Introdução

Com a revolução industrial, criou-se, em termos de economia, uma necessidade crescente de resposta às demandas do mercado, seja pela implementação de novos produtos, ou melhorando os já existentes.

A agressividade empresarial (ou comercial, como é comumente chamada), fez com que crescesse a pesquisa por novas tecnologias e também com que fossem feitas análises mais apuradas sobre cada processo de desenvolvimento de um produto.

Ao alcançar este ponto, os modelos computadorizados foram se destacando.

Os modelos computadorizados CAE (Computer Aided Engineering), CAD (Computer Aided Design), CAM (Computer Aided Manufacturing), foram ferramentas imprescindíveis durante esse período de evolução. Nakamura et al. (2003) ressalta que a praticidade da utilização de softwares de modelagem 3D, bem como o vínculo a softwares CAM (utilizados na confecção de programas para usinagem em máquinas de funcionamento a comando numérico), trouxe para a indústria, ganhos imensuráveis.

Nakamura et al. (2003) complementa ainda que, redução no tempo de desenvolvimento de um produto, diminuição dos custos de projeto e produção, aumento da qualidade do produto (maior satisfação do cliente), foram apenas alguns dos benefícios obtidos.

Dentro das etapas de projeto, a produção de um modelo inicial (protótipo) possibilita a visualização de formas e funcionalidades do produto em desenvolvimento, minimizando erros que poderiam surgir durante o processo produtivo em série. Muitas vezes é necessário fabricar mais de um modelo até que o produto atinja os requisitos desejados, o que demanda tempo e custo. Percebeu-se então que a redução do tempo de desenvolvimento é diretamente proporcional ao sucesso na obtenção de seu modelo primário e que, se houvesse um meio mais simples de produzir os modelos (sem que estes passassem por diversos processos de usinagem), o produto seria lançado no mercado mais rapidamente.

Baseado neste pensamento, de acordo com Volpato (2007), por volta do ano de 1987, através do conhecimento básico sobre a impressão em papel, foi desenvolvida a “estereolitografia”, que consiste na fabricação de objetos tridimensionais através da fotopolimerização de uma resina (impressão plástica).

Segundo Volpato (2007), a empresa 3DSystems foi pioneira neste mercado, e através de um modelo criado num software CAD 3D, gerou o primeiro modelo em impressão plástica, denominado “popularmente” – prototipagem rápida (RP).

Com o passar dos anos, a tecnologia se alavancou. Novos tipos de prototipagem foram desenvolvidos, utilizando não somente o plástico como material de base, mas também metais, tecidos, entre outros, e atingiu-se um patamar de eficácia da tecnologia.

Sollero R. (2012), coloca que essencialmente, a impressão 3D e a prototipagem rápida tornaram possível o início de uma nova minirrevolução industrial, e acrescenta que empresas e economias inteligentes o suficiente para investir hoje nesta tecnologia poderão se diferenciar ao criar produtos de alta qualidade.

O trabalho teve por objetivo demonstrar a vantagem da utilização da prototipagem rápida no desenvolvimento de produtos, através da comparação entre tempos e valores da fabricação, de protótipos reais e prototipagem rápida, e foi estruturado da seguinte forma:

No capítulo 2 foram apresentados os tipos de prototipagem rápida, as fases de preparação de um protótipo rápido, as classificações e seus princípios de funcionamento.

No capítulo 3 foram apresentadas as aplicações na indústria mecânica, médica, e demais áreas.

No capítulo 4 foram relacionados materiais implantáveis, e apresentadas as características químicas (composição), propriedades mecânicas e usinabilidade de cada material.

No capítulo 5, foram apresentados os princípios básicos de biomecânica, e as indicações dos principais implantes para cada segmento do corpo humano.

No capítulo 6, foram relacionadas algumas etapas do desenvolvimento de um projeto, de acordo com a teoria clássica, demonstrando o andamento de um projeto até a etapa de prototipagem.

No capítulo 7, foi relatado um estudo de caso, comparando-se peças confeccionadas em prototipagem rápida e peças fabricadas (usinadas).

2. A prototipagem rápida

O presente capítulo tem como objetivo apresentar os principais tipos de prototipagem, mostrando a diferença entre os mesmos.

2.1 Princípio básico de funcionamento

A prototipagem rápida funciona a partir da deposição de material em camadas, guiados por um sensor ou programa específico ao fazer a leitura de um modelo CAD 3D.

Baseado nos conceitos de Gorni (2001) e Volpato (2007), e olhando mais detalhadamente para o processo, é possível distinguir algumas etapas básicas, conforme pode ser visto na figura 1.

- Criação de um modelo CAD 3D (Figura 1a);
- Conversão do arquivo para a extensão STL (StereoLithography), e inserção no software do equipamento; (Figura 1b);
- Simulação (ou fatiamento) do modelo em camadas (Figura 1c);
- Pré-verificação do software quanto ao preenchimento, de acordo com o design (Figura 1d);
- Posicionamento na bandeja – layout eletrônico (Figura 1e);
- Construção do modelo em camadas;
- Limpeza;
- Protótipo rápido (Figura 1f).

Estas etapas podem sofrer pequenas variações de acordo com o fabricante da máquina, e com os diferentes tipos de prototipagem.

2.2 Tipos de prototipagem

Segundo Volpato (2007), “atualmente, existem mais de 20 sistemas de RP no mercado que, apesar de usarem diferentes tecnologias de adição de material, se baseiam no mesmo princípio de manufatura por camada.”, no entanto serão citados apenas os principais tipos, de acordo com a classificação de cada um.

Os processos de prototipagem se classificam basicamente em três tipos: Baseados em líquidos, baseados em sólidos e baseados em pó.

2.2.1 Baseados em líquidos

Os baseados em líquidos utilizam a polimerização de uma resina líquida. Dentro desta classificação destacam-se:

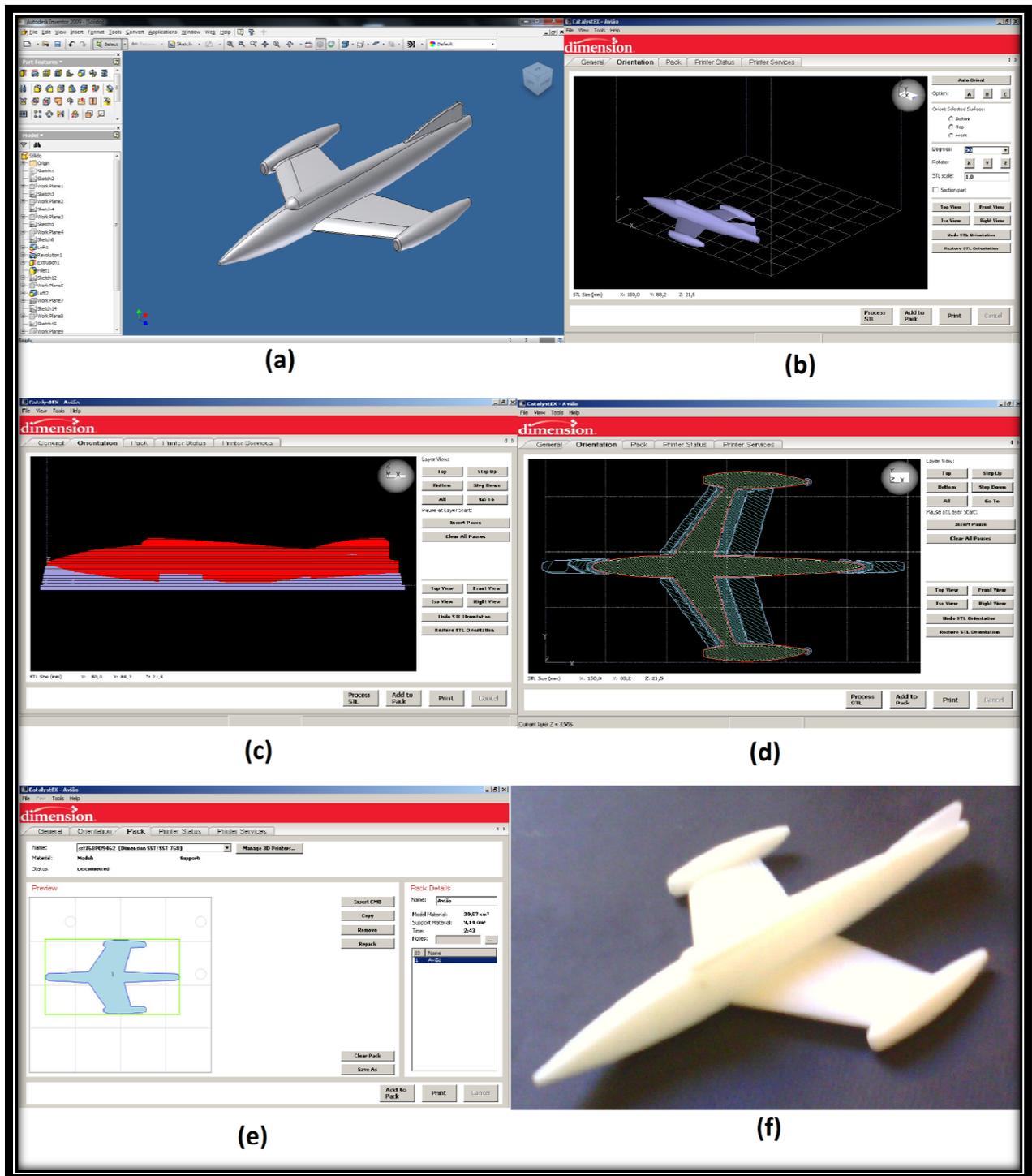


Figura 1 - Etapas da confecção do protótipo rápido

Estereolitografia (SL):

Neste processo é utilizada uma resina líquida sensível à luz. Segundo Gorni (2001), “o modelo é construído sobre uma plataforma situada imediatamente abaixo da superfície de um banho líquido de resina epóxi ou acrílica”.

Uma vez inserido o programa CAD, um sensor faz com que o feixe do laser se movimente até os pontos correspondentes a forma do produto a ser prototipado, conforme demonstrado na Figura 2. Quando a luz entra em contato com a resina, esta se solidifica, formando o perfil da primeira camada. A partir daí, a “mesa” ou elevador desce um nível (eixo Z), através de um elevador e o processo se repete, solidificando uma nova camada e unificando-a, formando o modelo 3D.

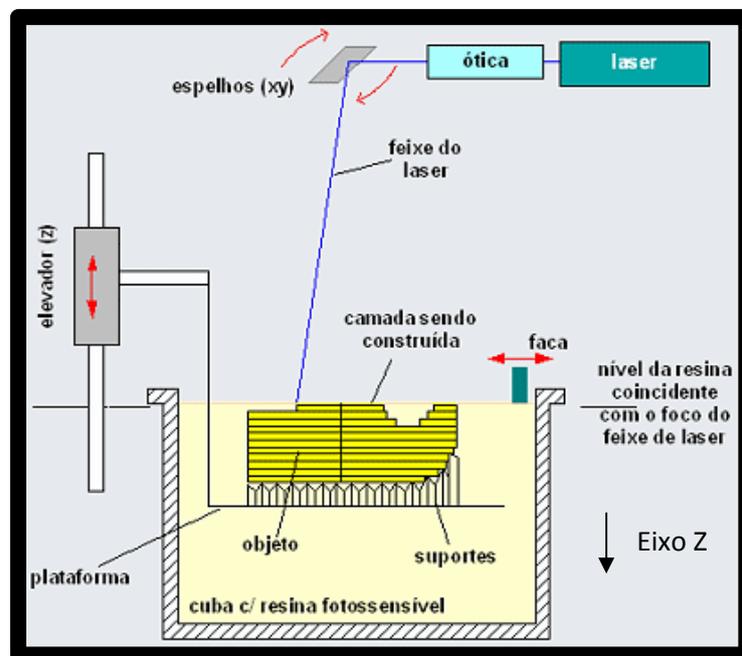


Figura 2 - Esquema de Funcionamento da Estereolitografia
Adaptado: Hotza, 2002.

Impressão a Jato de Tinta (IJP):

Segundo Gorni (2001), “Os protótipos são construídos sobre uma plataforma situada num recipiente preenchido com material pulverulento.” Neste caso, pequenas gotas são depositadas através de um sistema de jato de tinta.

Ainda segundo Gorni (2001), o princípio de movimentação da máquina é o mesmo que a da SL, porém para este processo utiliza-se uma luz ultravioleta (UV) para fazer a cura do material, imediatamente após a sua deposição, dando forma ao mesmo através da leitura em sistema CAD.

2.2.2 Baseados em sólidos

Os baseados em sólidos utilizam geralmente material granulado, ou em filamento, sendo que na maioria dos processos, ocorre a fusão do material para que o mesmo seja depositado. Dentro desta classificação destacam-se:

Modelagem por fusão de material (FDM):

Através de um bico que se move nos eixos X e Y, sai uma resina termoplástica, que é depositada primariamente sobre uma mesa de temperatura inferior a do material. Devido a esta diferença entre as temperaturas, o material se solidifica rapidamente. Através de um elevador, a plataforma desloca-se no eixo Z, e uma nova camada de resina é depositada sobre o material solidificado, de forma a formar novas camadas até que se obtenha o modelo desejado (Figura 3). (VOLPATO, 2007)

Para facilitar a construção do modelo, é necessário que se tenha um segundo bico injetando um material de base, para servir de apoio quando as camadas não forem completamente apoiadas sobre a superfície anterior, como por exemplo a modelagem de um aeromodelo, onde o material de base é depositado abaixo das asas (Figura 3), para dar suporte para a deposição da resina permanente. (VOLPATO, 2007) Este material de base é posteriormente removido através da utilização de instrumentais e equipamento de ultrassom.

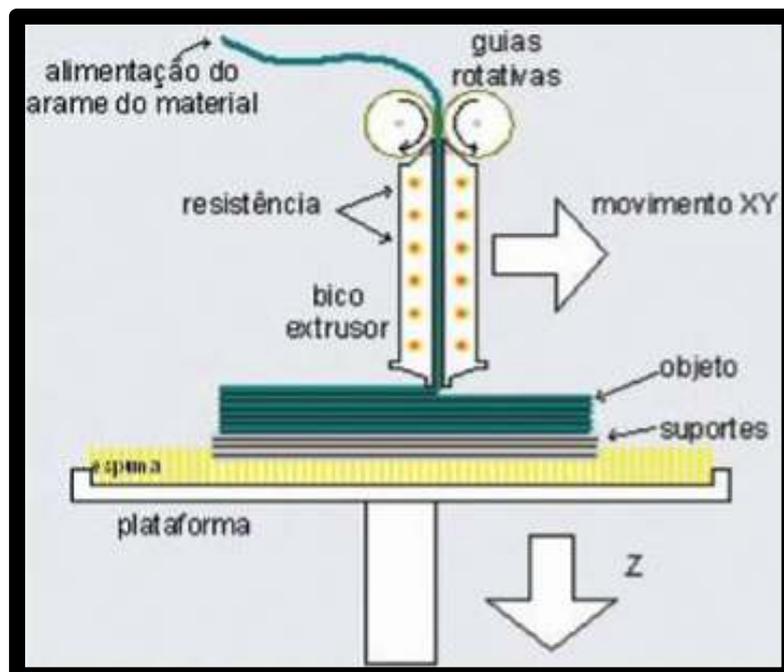


Figura 3 - Esquema de Funcionamento da FDM
Fonte: Hotza, 2002.

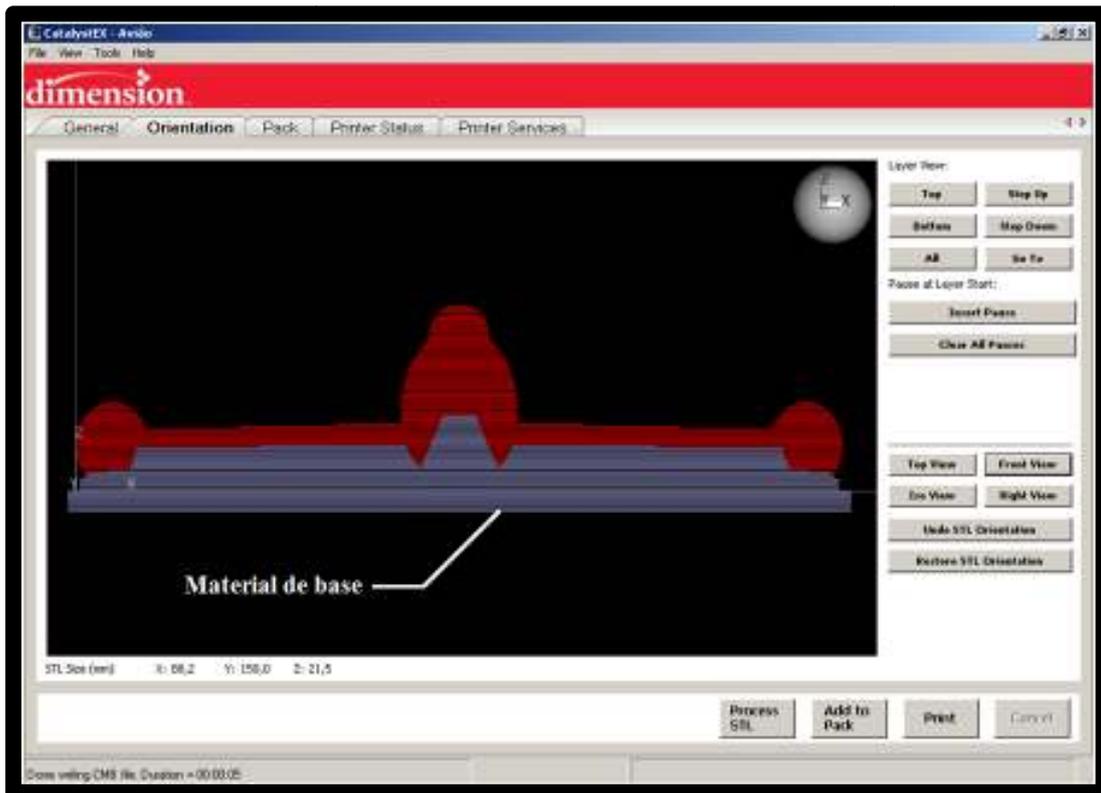


Figura 4 - Vista frontal de acromodelo - Software de Prototipagem Rápida

Manufatura Laminar de Objetos (LOM):

A tecnologia LOM se baseia na deposição sucessiva de folhas de materiais contendo adesivo em um dos lados para construir a peça por camada. O material utilizado vem enrolado em uma bobina. Após a deposição de uma folha, um rolo aquecido é passado sobre a sua superfície ativando o adesivo da parte inferior da folha e unindo-a a anterior. Um feixe laser, direcionado por um conjunto de espelhos controlados por um sistema de deslocamento X-Y, é utilizado para cortar o perfil da geometria da peça na camada em questão. Adicionalmente, o laser também picota em pequenos retângulos o material que não faz parte da peça, facilitando assim, a sua posterior retirada. A plataforma desce no eixo Z, e uma nova seção de material avança. O processo continua até que a peça seja finalizada (VOLPATO, 2007, p. 70). (Figura 5)

2.2.3 Baseados em pó

Os processos baseados em pó são normalmente baseados em fusão por calor.

Dentro desta classificação destacam-se:

Impressão tridimensional (3DP):

É um processo que utiliza um aglutinante ao invés de sofrer aplicação de um laser. Esse material é impresso de forma semelhante à impressão por jato de tinta.

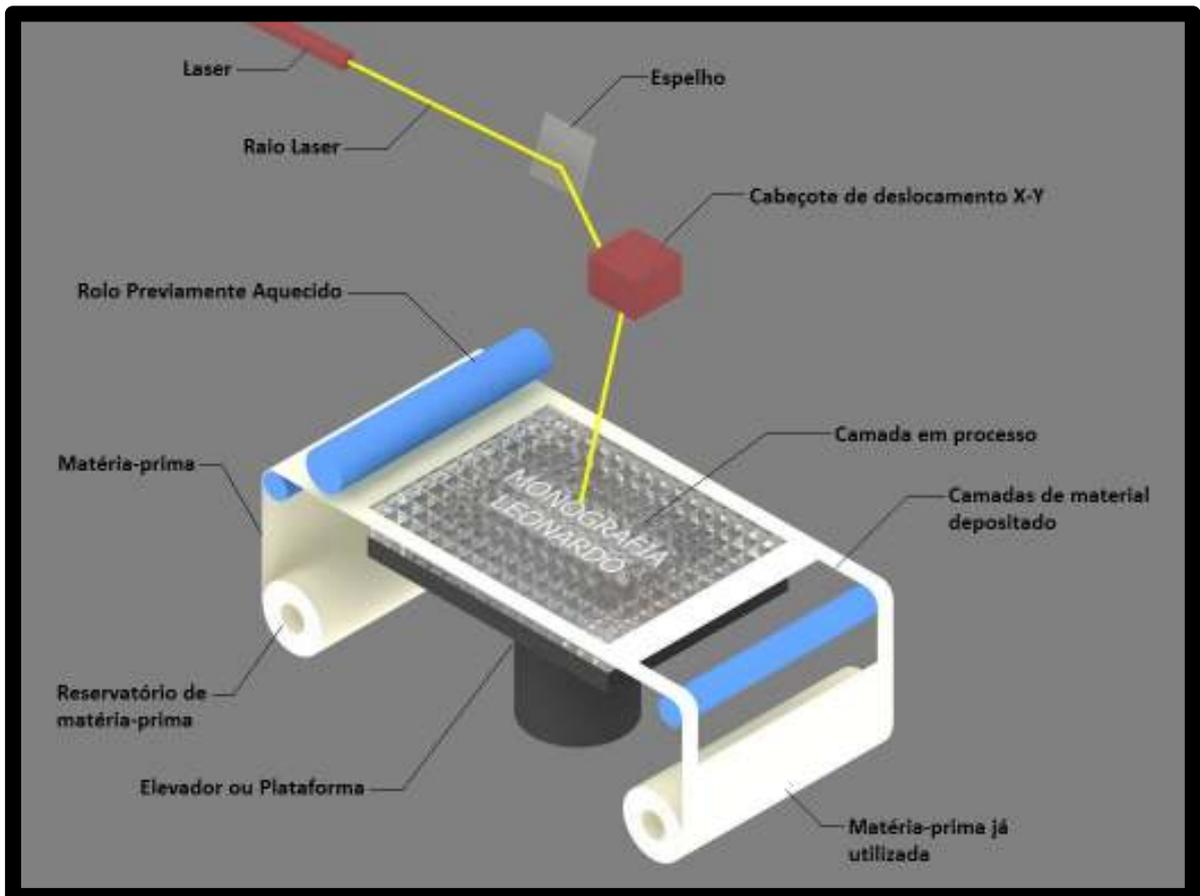


Figura 5 - Esquema de funcionamento da LOM

Sinterização seletiva a laser (SLS):

É um processo semelhante à estereolitografia. Os modelos são produzidos em uma câmara ou recipiente, que contém pó fusível por calor. Um feixe de laser é deslocado e direcionado para os pontos que irão formar o protótipo (Figura 6), formando-se a primeira camada. A partir daí, a plataforma se desloca para baixo no eixo Z e um novo feixe é aplicado, e assim sucessivamente até que a peça esteja pronta. (HANCOCK, 2010)

Em todos os casos, o princípio de manufatura é o mesmo, o qual visa à transformação do modelo obtido num software CAD em peça real através da impressão de camadas.

A escolha do sistema a ser utilizado é fortemente influenciada pela função que o protótipo terá que desempenhar. Como pôde ser observado, algumas tecnologias diferem consideravelmente no seu princípio e, por consequência, as peças ou protótipos obtidos também apresentam características mecânicas distintas. (VOLPATO, 2007, p. 95).

Para facilitar a compreensão, é possível observar o Anexo I, que representa alguns pontos comparativos entre as tecnologias.

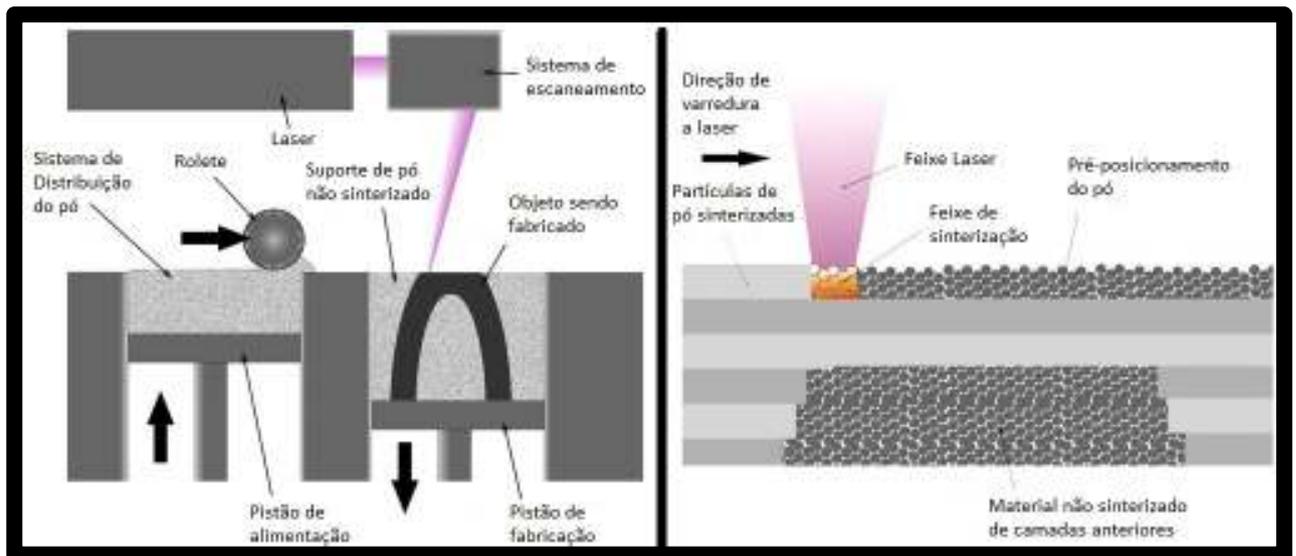


Figura 6 - Esquema de funcionamento da SLS
Adaptado de: Hancock, 2010

3. Tecnologias e aplicações

É muito fácil observar o modo como uma tecnologia se difunde, são milhões de cabeças no mundo buscando por melhorias, oportunidades de mercado, tecnologias, entre outros. Dentro deste aspecto, é possível perceber que um modo bem simples de se difundir uma nova tecnologia, é através de suas variações no ramo industrial (ramos de aplicação). Um bom modo de exemplificar isso é o próprio laser, utilizado em alguns tipos de RP como sinterizador de matéria-prima, mas também como agente de corte no processo de corte a laser.

Nas últimas décadas têm surgido muitas tecnologias de ruptura. Há fortes indicadores para se considerar a Prototipagem Rápida – RP como uma dessas tecnologias. A RP associa a facilidade e precisão do CAD às máquinas de CNC, e utiliza de materiais como resinas e metal em pó, convertendo o projeto do novo produto rapidamente num protótipo físico. O protótipo obtido permite estudos diferenciados quanto interferências, processos de fabricação, funcionalidade, além de se constituir em importante recurso de marketing. A flexibilidade para promover alterações tem custo relativamente baixo pelo fato de dispensar a elaboração de ferramental. (MIETTI M., VENDRAMETO O., s.d, p.1)

Desta forma, o presente capítulo tem como objetivo demonstrar como a tecnologia de prototipagem rápida pode ser flexível, auxiliando em diversos ramos da indústria.

3.1 A prototipagem rápida na indústria mecânica

A prototipagem rápida na indústria mecânica é mais comumente utilizada no desenvolvimento de produtos.

Quando se atinge a etapa de prototipagem do produto (a ser discutida no capítulo 6 deste trabalho), é proposto que se faça um modelo inicial (protótipo), para que sejam feitas análises de funcionalidade, design, entre outros.

Muitas vezes ao desenvolver uma peça, é possível se deparar com dificuldades de usinagem, seja pelo seu perfil, por profundidade ou geometria de rebaixos, enfim, uma série de empecilhos que encarecem o produto final.

Somando-se as colocações dos parágrafos acima, e aplicando-se a um exemplo básico, pode-se demonstrar facilmente como a prototipagem influencia financeiramente no desenvolvimento de um produto.

Por exemplo, em uma engrenagem.

Existe uma grande variedade de processos utilizados na confecção de engrenagens tais como: fundição em areia, fundição em casca, fundição em moldes permanentes, metalurgia do pó, extrusão, etc. As engrenagens podem também ser obtidas por processos de usinagem e mais recentemente processos de conformação a frio e laminação a frio tem se mostrado bastante promissores na obtenção de engrenagens com propriedades mecânicas superiores. (AGOSTINHO et. al, 2004)

Quando da fabricação de um protótipo, torna-se comum a usinagem do produto, para que não hajam gastos com moldes e dispositivos antes de verificar a eficácia do mesmo. Sendo assim, as engrenagens possuem uma série de processos de usinagem, os quais Agostinho et al. destaca como sendo o torneamento, o brochamento, a retificação, o corte de dentes e o acabamento de dentes.

Utilizando esses parâmetros como base, é possível considerar basicamente os custos de usinagem, mão-de-obra, depreciação de máquina, ferramentas, fluido de corte, de matéria-prima, entre outros.

Supondo-se duas diferentes versões do modelo da engrenagem:

Modelo 01 – não aprovado por ter um diâmetro superdimensionado para a carcaça de um redutor.

Modelo 02 – item recalculado, de forma a utilizar a carcaça especificada pelo consumidor.

Pode-se notar que serão necessárias duas intervenções de cada operador durante o período de início de prototipagem até o que o modelo final seja aprovado.

Agora utilizando a prototipagem rápida.

São envolvidos basicamente os custos de matéria-prima e depreciação de máquina. O operador responsável por adicionar os arquivos à máquina, e fazer a retirada do protótipo rápido, pode ser o mesmo que preparou o modelo em CAD 3D, dispensando mão de obra extra.

Obtendo-se a aprovação do segundo modelo em prototipagem rápida, pode-se fabricar o protótipo real.

A tecnologia de impressão 3D coloca um fim imediato ao gargalo da prototipagem manual ao fornecer um meio rápido e automático de produzir peças únicas e exclusivas. Um dos diferenciais dessas peças é que podem ser testadas com precisão em cenários do mundo real, muito antes do design ser colocado em produção. (SOLLERO, 2012)

Desta forma, será necessária somente uma intervenção por parte dos operadores de usinagem (se a RP não for suficiente para aprovar o produto). Além disso, o tempo

de prototipagem é muito menor do que o tempo de usinagem, tornando o processo mais barato.

Outra forma de utilização da prototipagem na mecânica é através da confecção de modelos para fundição.

Segundo Volpato (2007), “os diversos processos de fundição em areia necessitam de um modelo, normalmente em madeira ou gesso, da peça a ser fabricada. Estes modelos podem ser construídos rapidamente por meio de praticamente todos os processos de RP”.

Por exemplo: O aeromodelo utilizado na disciplina “Laboratório de Fundição” da Escola de Engenharia de Piracicaba.

Para preparação do molde em areia verde, é fornecido pelo professor responsável um aeromodelo, conforme figura 7, para que o mesmo seja utilizado como base. Porém, ai surge a pergunta: Como foi produzido o primeiro modelo?

O primeiro modelo pode ter sido esculpido, pode ter sido preparado num centro de usinagem, bem como em muitos outros processos.

A utilização do protótipo rápido como modelo para preparação de moldes de fundição vem sendo muito utilizada nos últimos anos, pela facilidade e versatilidade do processo. A ampla variedade de matérias-primas que podem ser utilizadas, também é uma característica importante a ser levada em conta durante a escolha.



Figura 7 - Aeromodelo

A figura 8 demonstra a aplicação da prototipagem como modelo para a confecção do molde do aeromodelo.



Figura 8 - Protótipo rápido do aeromodelo utilizado na disciplina Laboratório de Fundição

É importante lembrar que esculpir ou realizar a usinagem deste tipo de peça, demanda tempo e tecnologia, pois os perfis são muito complexos. Além disso, Volpato (2007) afirma que a utilização da prototipagem rápida gera boa rugosidade superficial, possibilitando a confecção do modelo sem a intervenção de processos posteriores como normalmente ocorre para a usinagem.

Outra forma de utilização da prototipagem rápida na fundição é como molde.

Os protótipos rápidos podem ser fabricados em diversas matérias-primas (inclusive metais), o que auxilia neste processo. Porém mesmo a utilização da estereolitografia é comum para alguns casos de fundição, conforme pode ser visto abaixo:

A caixa de machos (Figura 9) foi fabricada pelo processo de estereolitografia, com a resina DSM SOMOS 7110®, em um equipamento 3D Systems SLA 250-30®, em 45 horas (tempo de laser) mais uma hora de pós cura térmica e ultravioleta em forno. (LENCINA, D., AHRENS, D., GUESSER, W., s.d)

Além do modelo em estereolitografia, muitos outros processos foram desenvolvidos para a fundição e injeção de materiais, o que demonstra que a tecnologia vem se difundindo e ganhando espaço na indústria mecânica.



Figura 9 - Caixa de machos sobre a plataforma do equipamento de estereolitografia
Fonte: (LENCINA, D., AHRENS, D., GUESSER, W., s.d)

3.2 A prototipagem no ramo médico

As aplicações da prototipagem rápida no ramo médico vêm ganhando destaque mundial nos últimos anos, isso porque permite preparar modelos específicos sem dificuldades de fabricação. Compreende ainda a utilização de sistemas informatizados como, por exemplo, tomografia ou ressonância magnética.

A criação de implantes ortopédicos hoje é feita de forma a possuir uma ampla gama de dimensões de modo que o cirurgião tenha opções durante o processo cirúrgico. Essa colocação é de entendimento bem simples, diferenças de altura, etnia, peso, sexo implicam em diferenças dimensionais ósseas. Uma pessoa com 1,80 de altura, por exemplo, possui ossos de maior comprimento e peso do que uma pessoa de 1,60, bem como os ossos de um quadril feminino se diferem dos ossos de um quadril masculino.

O que gera interesse quando da utilização da prototipagem no ramo médico, são os implantes denominados “customizados”. De acordo com a revista “Ortodontia Contemporânea” (2011), através de tomografia / ressonância magnética em associação com um sistema CAD, é possível obter um modelo tridimensional específico do paciente o que permite planejar e simular a cirurgia (Figura 10), de modo a obter o melhor desempenho para aquele paciente. Modela-se ou ajusta-se o implante à anatomia do paciente, utilizando o modelo obtido através do exame computadorizado.

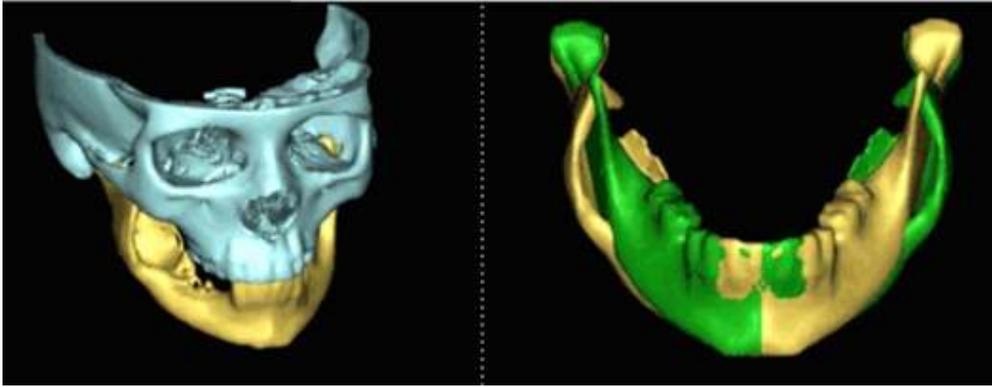


Figura 10 - Modelo CAD obtido através de tomografia computadorizada
Fonte: Ortodontia contemporânea, 2011.

Uma vez que o implante está modelado e ajustado, pode-se utilizar a prototipagem rápida para preparação do mesmo, bem como de seus instrumentais de aplicação. Assim afirma também Raposo-do-Amaral, C. (2009), que os implantes customizados pré-fabricados realizados com base em exame de tomografia computadorizada possibilitam a diminuição do tempo cirúrgico, bem como diminuição das complicações intra-operatórias, além de oferecer um ajuste perfeito ao esqueleto craniofacial, proporcionando resultados estéticos satisfatórios.

Para isso, é necessário uma máquina que atenda aos requisitos normativos com relação a materiais implantáveis, o que encarece o processo.

Outra forma de utilizar a prototipagem rápida no ramo médico é produzindo substitutos ósseos.

A figura 10 demonstra o modelo CAD de uma cirurgia em que a mandíbula precisava ser substituída devido à ação de um tumor.

Segundo a revista “Ortodontia Contemporânea” (2011), para este caso, foi produzido um protótipo rápido em poliuretano, simulando o osso a ser substituído (Figura 11).

Juntamente ao protótipo rápido foi implantada uma placa (implante), de forma a dar maior resistência ao conjunto (Figura 11).

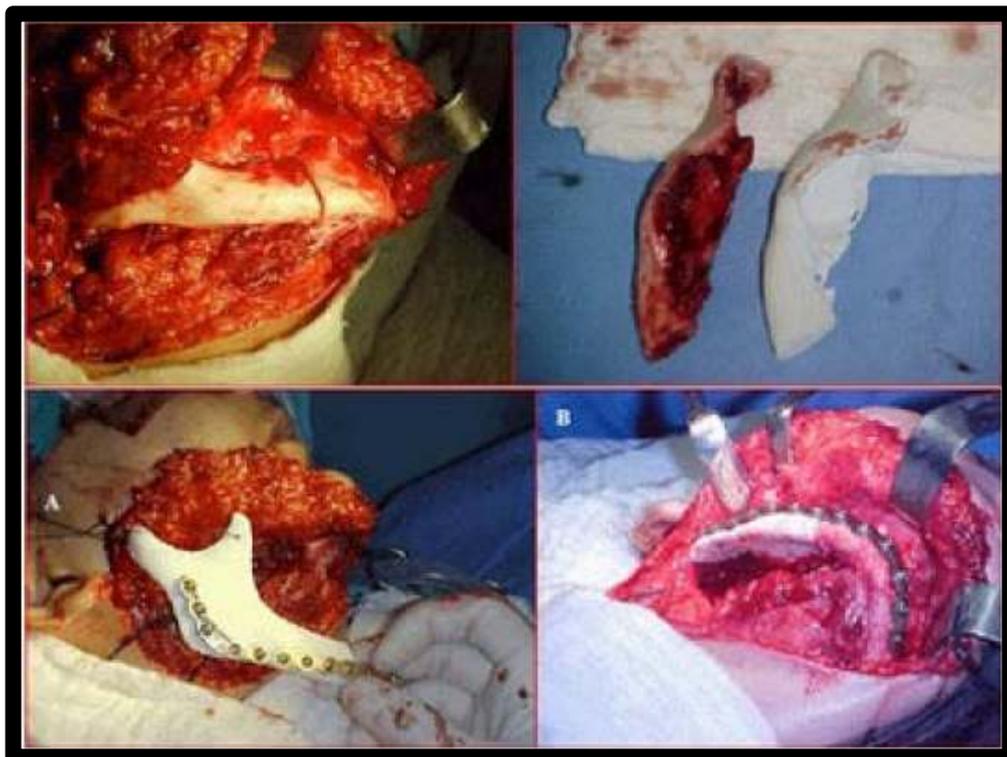


Figura 11 - Substituição óssea por prototipagem rápida
Fonte: Ortodontia contemporânea, 2011.

Os resultados propiciam a manutenção da biomecânica do paciente associado a anatomia do mesmo, o que vêm despertando o interesse de cirurgiões no mundo todo, e tornando a prototipagem rápida uma ferramenta flexível e de destaque.

Ainda dentro do ramo médico, existem novas pesquisas que tratam sobre prototipagem de órgãos.

Segundo o site “Diário da Saúde” (2010), é possível colocar biomaterial em uma máquina de prototipagem, e fazer a impressão direta de células em estruturas poliméricas do próprio paciente, iniciando a partir disso a estruturação de órgãos, como a bexiga, por exemplo.

3.3 Outros ramos de aplicação da prototipagem

Como toda tecnologia, a prototipagem rápida foi um processo que permitiu o desenvolvimento em diversas áreas.

Segundo Volpato (2007), o setor joalheiro obteve muitos benefícios com este processo, isso porque joias são produtos de características muito específicas, muitas

vezes até com design exclusivo, sem contar que a prototipagem permite a ampliação (escala) dos objetos a serem impressos, ou seja, é possível observar os detalhes com maior clareza em modelos de escala ampliada.

Outra área de aplicação interessante é a engenharia civil, onde a prototipagem permite a confecção de miniaturas de maior qualidade para a preparação de maquetes.

Desta forma, prototipagem rápida auxilia em muitos ramos da indústria, e está se desenvolvendo cada vez mais, devido a facilidade do processo e amplitude de aplicação.

4. Materiais implantáveis

Para que um material seja implantado, ele deve atender a uma série de requisitos normativos, além de atender as especificações da ANVISA (Agência Nacional de Vigilância Sanitária).

Basicamente, devem ser materiais biocompatíveis, resistentes a corrosão, e com dimensões que atendam as solicitações biomecânicas.

Desta forma, pretende-se neste capítulo apresentar características dos principais materiais implantáveis.

4.1 Liga de Titânio

O titânio possui uma combinação de alta resistência mecânica, alta resistência à corrosão eletroquímica e resposta biológica favorável, que fazem com que ele seja o metal mais utilizado como biomaterial. O titânio é um metal especial dentre os metais leves como alumínio e magnésio por sua elevada razão resistência/peso. Uma contribuição para a biocompatibilidade do titânio é a grande resistência à corrosão que é conferida por seu óxido, que forma uma película contínua e aderente. Uma outra contribuição é a sua alta constante dielétrica quando comparada com a de outros óxidos. (ASTM F-136, 2008 – “Tradução nossa”)

4.1.1 Características da composição química

Dentre as ligas de titânio, a liga Ti-6Al-4V é a mais utilizada em várias aplicações, incluindo aplicações biomédicas. (ASTM F-136, 2008 – “Tradução nossa”)

Para implantes ortopédicos, a aceitação ou rejeição dos materiais dar-se-á através da comparação das composições químicas constadas no certificado emitido pelo fornecedor com os quadros 01 e 02. (ASTM F-136, 2008 – “Tradução nossa”)

Quadro 1 - Elementos químicos do titânio
Fonte: ASTM F-136, 2008 – Tradução nossa

ELEMENTO	PORCENTAGEM
Nitrogênio (N)	0,05 Máximo
Carbono (C)	0,08 Máximo
Hidrogênio (H)	0,012 Máximo(a)
Ferro (Fe)	0,25 Máximo
Oxigênio (O)	0,13 Máximo
Alumínio (Al)	5,50 – 6,50
Vanádio (V)	3,50 – 4,50
Titânio (Ti)	Balanço(b)

Quadro 2 - Critérios de aceitação do titânio para implantes
 Fonte: ASTM F-136, 2008 – Tradução nossa

ELEMENTO	PORCENTAGEM
Nitrogênio (N)	0,02
Carbono (C)	0,02
Hidrogênio (H)	0,0020
Ferro (Fe)	0,10
Oxigênio (O)	0,02
Alumínio (Al)	0,40
Vanádio (V)	0,15

4.1.2 Características das propriedades mecânicas

- As propriedades mecânicas para as barras e chapas do Titânio F-136 estão especificadas no Quadro 3.
- Para chapas entre 0,40 mm até 4,75 mm o resultado do ensaio de dobramento deverá ser “Isento de Descontinuidades”

Quadro 3 - Propriedades mecânicas do titânio medicinal
 Fonte: ASTM F-136, 2008 – Tradução nossa

Diâmetro ou espessura Polegada (mm)	Limite de Resistência à tração min. Psi (Mpa)	Limite de escoamento (0,2% offset), min. Psi (Mpa)	Alongamento em 4D ou 4W min. %.			Redução de Área min. %.		
			L	LT	ST	L	LT	ST
Até 0,187 (4,75 mm)	125.000 (860)	115.000 (795)	10	--	--	--	--	--
0,187 (4,75 mm) até 1,75 (44,45 mm)	125.000 (860)	115.000 (795)	10	--	--	25	--	--
1,75 (44,45 mm) até 2,50 (63,50 mm)	120.000 (825)	110.000 (760)	8	--	--	20	--	--
2,50 (63,50 mm) Até 4,00 (101,60)	120.000 (825)	110.000 (760)	8	8	8	15	15	15
Até 0,070 (1,778)	9T	--	--	--	--	--	--	--
0,070 (1,778) até 0,187 (4,75)	10T	--	--	--	--	--	--	--

4.1.3 Usinabilidade

Historicamente já foi comprovado que o titânio e suas ligas são materiais de difícil usinagem. A maior parte desta dificuldade surgiu com o frequente uso de titânio pela indústria aeronáutica. Elementos de liga que são adicionados ao titânio tornam o processo de usinagem mais difícil, assim como ocorre em outros tipos de materiais. (Oestreich, D et al. s.d apud Infomet, 2010).

Segundo Komanduri e Turkovich (1981) apud Farias et al (s.d) as principais características presentes na usinagem de titânio e suas ligas estão resumidas a seguir:

- Titânio e suas ligas são pobres condutores térmicos. Como resultado, o calor gerado na usinagem não pode dissipar rapidamente, ao contrario, a maioria do calor é concentrado na ponta da ferramenta.
- Titânio tem uma forte tendência de ligação ou reatividade química com o material da ferramenta de corte nas temperaturas de operação da usinagem. Isso provoca rápido desgaste ou falha da ferramenta de corte.
- Durante a usinagem, ligas de titânio apresentam instabilidade termoplástica que cria um mecanismo de formação do cavaco único para o titânio. As tensões de cisalhamento no cavaco não são uniformes, são localizadas em uma estreita faixa que forma o cavaco serrilhado.
- O comprimento de contato entre o cavaco e a ferramenta é extremamente curto (menos de um terço do comprimento de contato do aço com a mesma velocidade de avanço e profundidade de corte). Isto implica que a alta temperatura de corte e as altas tensões são simultaneamente concentradas perto da ponta.
- Cavacos serrilhados criam flutuações na força de corte, esta situação é promovida quando ligas alfa-beta, como no caso da liga Ti-6Al-4V, são usinadas. A força vibracional, juntamente com a alta temperatura, exerce um carregamento concentrado de micro-fadigas sobre a ferramenta de corte, que se acredita ser parcialmente responsável pelo acentuado desgaste de flanco. (Komanduri e Turkovich, 1981 apud Farias et al, s.d)

Quando falamos em materiais implantáveis, essa difusão de materiais (adição de material gerada pela reação da ponta da ferramenta com o titânio – altas temperaturas) citada nos dois primeiros tópicos é indesejada, pois a alteração da composição química pode ocasionar em rejeição por parte do paciente.

4.2 ASTM F-138

O Aço Inox F-138 trata-se de uma liga composta de 18% de Cromo, 14% de Níquel e 2,5% de Molibdênio conformados para uso na fabricação de implantes ortopédicos, apresenta-se em formatos de barras e fios e é utilizado diretamente ou modificado por forja, na fabricação de dispositivos médicos. (ASTM F-138, 2008 – “Tradução nossa”)

4.2.1 Características das composições químicas

Para implantes ortopédicos, a aceitação ou rejeição dos materiais dar-se-á através da comparação das composições químicas constadas no certificado emitido pelo fornecedor com os quadros 04 e 05. (ASTM F-138, 2008 – “Tradução nossa”)

Quadro 4 - Elementos químicos do aço inox medicinal
Fonte: ASTM F-138, 2008 – “Tradução nossa”

ELEMENTO	PORCENTAGEM
Carbono (C)	0,030 Máx.
Manganês (Mn)	2,000 Máx.
Fósforo (P)	0,025 Máx.
Enxofre (S)	0,010 Máx.
Silício (Si)	0,750 Máx.
Cromo (Cr)	17,00 – 19,00
Níquel (Ni)	13,00 – 15,00
Molibdênio (Mo)	2,25 – 3,00
Nitrogênio (N)	0,100 Máx.
Cobre (Cu)	0,500 Máx.
Ferro (Fe)	Balanço

Quadro 5 - Critérios de aceitação do aço inox para implantes
Fonte: ASTM F-138, 2008 – “Tradução nossa”

ELEMENTO	PORCENTAGEM
Carbono (C)	0,005
Manganês (Mn)	0,040
Fósforo (P)	0,005
Enxofre (S)	0,005
Silício (Si)	0,050
Cromo (Cr)	0,200
Níquel (Ni)	0,150
Molibdênio (Mo)	0,100

4.2.2 Características das propriedades mecânicas (ASTM F-138, 2008 – “Tradução nossa”)

- As propriedades mecânicas para as barras do Aço Inox 18 Cromo – 14 Níquel – 2,5 Molibdênio trefilados entre Ø 1,60 mm até Ø 14,20 mm estão especificadas no Quadro 6.

- As propriedades mecânicas para os fios do Aço Inox 18 Cromo – 14 Níquel – 2,5 Molibdênio Trefilados abaixo de Ø 1,60 mm estão especificados na Quadro 7.
- Dureza entre 27 a 35 HRC para materiais trefilados com diâmetros entre Ø 6,20 até Ø14,20 mm
- Dureza entre 28 a 32 HRC para os materiais Laminados
- Acabamento retificado para materiais trefilados com diâmetros entre Ø 1,0 mm até Ø 6,20 mm

Quadro 6 - Requisitos Mecânicos para Fios e Barras
Fonte: ASTM F-138, 2008 – “Tradução nossa”

CONDIÇÃO	Diâmetro ou espessura (mm)	Limite de Resistência à tração min. Psi (Mpa).	Limite de escoamento (0,2% offset), min. Psi (Mpa).	Alongamento em 4D ou 4W min. %.
A Quente	Todas	---	---	---
Recozido	Acima de 1,60	71 000 (490)	27 500 (190)	40
Trefilado Frio	1,60 até 38,1	125 000 (860)	100 000 (690)	12

Quadro 7 - Requisitos Mecânicos para Fios Finos
Fonte: ASTM F-138, 2008 – “Tradução nossa”

CONDIÇÃO	Diâmetro (mm)	Limite de Resistência à tração min. Psi (Mpa).	Alongamento (254 mm), min. %.
Trefilado a Frio	Até 1,6	125 000 até 150 000 (860 até 1035)	5

4.2.3 Usinabilidade

Assim como a maioria dos aços inoxidáveis austeníticos convencionais sua usinabilidade é relativamente baixa comparado aos aços comuns. Como ponto de partida para a sua usinagem pode-se usar as condições de usinagem recomendadas para os aços do tipo 316LN e 316L. Graças a sua alta pureza (baixíssima quantidade de microinclusões) o VI 138 permite obter excelente polimento superficial mecanicamente ou eletroliticamente. (Villares Metals, 2003).

4.3 ASTM F-75

A Liga microfundida de Cromo Cobalto Molibdênio é composta pelos elementos Co, Cr, Mo, entre outros metais e é utilizada em peças semi acabadas na produção de implantes ortopédicos. Elevada resistência mecânica, a corrosão, ao calor e ao desgaste são algumas das características dessa liga. (ASTM F-75, 2008 – “Tradução nossa”)

4.3.1 Características das propriedades químicas

A aceitação ou rejeição dos materiais dar-se-á através da comparação das composições químicas constadas no certificado emitido pelo fornecedor com as Quadros 8 e 9.

Quadro 8 - Elementos químicos da liga microfundida Cromo Cobalto Molibdênio
Fonte: ASTM F-75, 2008 – “Tradução nossa”

ELEMENTO	PORCENTAGEM
Cromo (Cr)	27,0 – 30,0
Molibdênio (Mo)	5,0 – 7,0
Níquel (Ni)	0,50 Máx.
Ferro (Fe)	0,75 Máx.
Carbono (C)	0,35 Máx.
Silício (Si)	1,00 Máx.
Manganês (Mn)	1,00 Máx.
Tungstênio (W)	0,20 Máx.
Fósforo (P)	0,020 Máx.
Enxofre (S)	0,010 Máx.
Nitrogênio (N)	0,25 Máx.
Alumínio (Al)	0,10 Máx.
Boro (B)	0,01 Máx.
Titânio	0,10 Máx.
Cobalto (Co)	Balanço

Quadro 9 - Critérios de aceitação da liga microfundida Cromo Cobalto Molibdênio
Fonte: ASTM F-75, 2008 – “Tradução nossa”

ELEMENTO	PORCENTAGEM
Cromo (Cr)	0,3
Molibdênio (Mo)	0,15
Níquel (Ni)	0,05
Ferro (Fe)	0,03
Carbono (C)	0,02
Silício (Si)	0,05
Manganês (Mn)	0,03
Tungstênio (W)	0,04
Fósforo (P)	0,005
Enxofre (S)	0,003
Nitrogênio (N)	0,02
Alumínio (Al)	0,02
Boro (B)	0,002
Titânio	0,02

As propriedades mecânicas para o corpo de prova (CP) da Liga de Cromo Cobalto Molibdênio estão especificadas no Quadro 10.

Quadro 10 - Propriedades mecânicas da liga microfundida Cromo Cobalto Molibdênio
 Fonte: ASTM F-75, 2008 – “Tradução nossa”

PROPRIEDADES	
Limite de Resistência a Tração Psi (MPa) Mínimo	95 000 (655)
Limite Convencional de Elasticidade (0,2% Offset) Psi (MPa) Mínimo	65 000 (450)
Alongamento % Mínimo (4D)	8
Redução de Área % Mínimo	8

4.3.2 Usinabilidade

A liga de aço, enriquecida com os elementos cobalto, cromo e molibdênio (principais itens da liga), tende a adquirir resistência à corrosão, aumento de dureza, resistência a altas temperaturas e ao desgaste, assim como é possível observar nas colocações abaixo

Cobalto (Co): aumenta a dureza do aço sob altas temperaturas. <www.mspc.eng.br>

Cromo (Cr): melhora a resistência à corrosão (aço com cerca de 12% Cr resiste à ação da água e de vários ácidos), aumenta a resistência à tração (em média, 80 MPa para cada 1% de cromo), melhora a facilidade de têmpera, aumenta a resistência à alta temperatura e ao desgaste. <www.mspc.eng.br>

Molibdênio (Mo): melhora a resistência a altas temperaturas, a resistência ao desgaste e a dureza após a têmpera. Para aços inoxidáveis, melhora a resistência à corrosão. <www.mspc.eng.br>

4.4 PEEK

O Polímero PEEK (Poli-éter-éter-cetona) é um termoplástico semicristalino, biocompatível, que apresenta resistência mecânica adequada, manutenção de suas propriedades a altas temperaturas, alta resistência química além de ser radiopaco. Podem ser processados pela maioria de técnicas disponíveis para polímeros termoplásticos. Os dispositivos e os componentes médicos feitos de polímeros do PEEK F-2026 podem ser esterilizados. Os métodos de esterilização usados com sucesso incluem o vapor, o óxido do etileno e radiação. (ASTM F-2026 – “Tradução nossa”)

4.4.1 Características das propriedades químicas

O Polímero PEEK (Poli-éter-éter-cetona) é um homopolímero semicristalino constituído por anéis de Fenileno conectados pelo Éter (E) e o Carbonilo (ou

Cetona (K)) agrupados ao longo da cadeia do polímero. (ASTM F-2026 – “Tradução nossa”)

4.4.2 Características das propriedades mecânicas

As propriedades mecânicas para o CP da Liga de Cromo Cobalto Molibdênio estão especificadas no Quadro 11.

Quadro 11 - Propriedades mecânicas PEEK OPTIMA
Fonte: ASTM F2026 – “Tradução nossa”

PROPRIEDADES	MÉTODO ISO	REQUISITOS	MÉTODO ASTM	REQUISITOS
Densidade, Kg/m ³	ISO 1183	1280 - 1320	ASTM D505	1280 - 1320
Resistência a Tração No escoamento mínimo, MPa Na Ruptura Mínimo, MPa	ISO 527, Tipo 1B 50mm/min	90 70	ASTM D638, Tipo IV, 5,08 cm/min	90 70
Alongamento na Ruptura mínimo, %	ISO 527, Tipo 1B 50mm/min	5	ASTM D638, Tipo IV, 5,08 cm/min	5
Resistência a Flexão, mínimo, MPa	ISO 178	110	ASTM D790	110
Modulo de Flexão, mínimo, GPa	ISO 178	3	ASTM D790	3
Resistência ao Impacto entalhado Izod, Mínimo	ISO 180	4 (Kj/m ²)	ASTM D256	50 (j/m)

4.4.3 Usinabilidade

O quadro 12 fornece um guia com informações para a geometria da ferramenta, e materiais necessários na usinagem do polímero PEEK-OPTIMA. Os processos de usinagem e acabamento dos materiais poliméricos são propensos a propagar tensões residuais e portanto, o recozimento de peças de PEEK OPTIMA é recomendado para aliviar as tensões. Devido a baixa condutividade térmica de materiais poliméricos, os processos de usinagem tendem a gerar rápida troca de calor, e pode ser necessário utilizar um líquido de arrefecimento. Para todos os graus de PEEK OPTIMA, água é geralmente recomendado, no entanto, é preferido que as peças sejam usinadas a seco, o que pode ser conseguido através de seleção de velocidades de corte, e as taxas de remoção que geram calor mínimo. (INVIBIO PROCESSING GUIDE, s.d - “Tradução nossa”).

Quadro 12 - Guia para usinagem e acabamento de PEEK-OPTIMA
 Fonte: *INVIBIO PROCESSING GUIDE, s.d - "Tradução nossa"*

Processo	Unidade	Polímero PEEK-OPTIMA
Serrar		
Ângulo de Folga	°	15 -- 30
Ângulo de Inclinação	°	0 -- 5
Velocidade de corte	m/min	500 -- 800
Passo	mm	03/mai
Refrigerantes		Nenhum indicado
Furar		
Ângulo de Folga	°	5 --10
Ângulo de Inclinação	°	10 -- 30
Ângulo de Ponta	°	90
Velocidade de corte	m/min	50 -- 200
Taxa de alimentação	mm/volta	0,1 -- 0,3
Refrigerantes		Nenhum indicado
Ângulo de torção da broca deve ser de 12 a 16°		
Fresagem		
Instruções especiais		Utilizar padrão ou ferramenta de metal duro
Ângulo de Folga	°	5 --15
Ângulo de Inclinação	°	6 -- 10
Velocidade de corte	m/min	250 -- 500
Refrigerantes		Nenhum indicado
Torneamento		
Instruções especiais		Utilizar padrão ou ferramenta de metal duro
Ângulo de Folga	°	6 -- 8
Ângulo de Inclinação	°	0 -- 5
Ângulo lateral	°	45 -- 60
Velocidade de corte	m/min	250 -- 500
Taxa de alimentação	mm/volta	0,1 -- 0,5
Refrigerantes		Nenhum indicado
O raio da ponta da ferramenta deverá ser de pelo menos 0,5mm		

4.5 Polietileno

O UHMW (ultra high molecular weight - Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular) é um termoplástico nobre de propriedades notadamente avançadas com excepcional resistência ao impacto (maior dentre os materiais plásticos conhecidos), alta resistência a abrasão (o menor índice dentre todos os materiais conhecidos), excelente resistência química, auto lubrificante.

Possui ainda baixo coeficiente de atrito, extremamente leve e não trinca nunca. (ASTM F-648 - “Tradução nossa”)

4.5.1 Características das propriedades químicas

Produzido a partir de grandes moléculas de origem orgânica em um processo conhecido como polimerização, o Polietileno UWMH é um polímero termoplástico. (ASTM F-648 - “Tradução nossa”)

Características do pó virgem para o polietileno (ASTM F-648 - “Tradução nossa”)

- O Material deve constituir em um homopolímero preparado para polimerização de etileno.
- O tipo de resina e de solução de viscosidade são os listados no Quadro 13.
- Os demais requisitos para o pó para o Polietileno UHMW estão listados no Quadro 13.

Quadro 13 - Requisitos para o pó
Fonte: ASTM F648 - “Tradução nossa”

PROPRIEDADE	MÉTODO DO TESTE	REQUISITOS		
		Tipo 1	Tipo 2	Tipo 3
Valor de Viscosidade ml/g	ASTM D 4020 (0,02%)	2000-3200	3200	3200
Tensão de Escoamento Mínimo MPa	ASTM D 4020	0,20	0,42	0,42
Cinza mg/kg Máximo	ISO 3451-1	125	125	300
Titânio mg/kg Máximo	ASTM F648 7.1.3.1	40	40	150
Alumínio mg/kg Máximo	ASTM F648 7.1.3.1	20	20	100
Calcio mg/kg Máximo	ASTM F648 7.1.3.1	5	5	50
Cloro mg/kg Máximo	ASTM F648 7.1.3.1	30	30	90

4.5.2 Características das propriedades mecânicas

O Polietileno UHMW moldado a partir do pó Tipo 1, Tipo 2 ou Tipo 3, devem ser classificados como Tipo 1, Tipo 2 ou Tipo 3 respectivamente. As propriedades composicional, físicas e mecânicas estão listadas no Quadro 14. (ASTM F-648 - “Tradução nossa”)

Por ter um coeficiente de atrito muito baixo, o polietileno é geralmente empregado (quando falamos de implantes ortopédicos) nas articulações.”

De acordo com Callister (1999), “este material é virtualmente inerte no ambiente do corpo humano e possui excelentes características de resistência ao desgaste; além disso, ele possui um coeficiente de atrito muito baixo.

Quadro 14 - Requisitos Físicos e Mecânicos
Fonte: ASTM F648 – “Tradução nossa”

PROPRIEDADE	MÉTODO DO TESTE	REQUISITOS		
		Tipo 1	Tipo 2	Tipo 3
TIPO DE RESINA				
Densidade Kg/m ³	ASTM D 792 ou D 1505	927-944	927-944	927-944
Teor de Cinzas mg/kg Máximo	ISO 3451-1	150	150	300
Resistência a Tração no Rompimento MPa Mínimo	ASTM D 638, Tipo IV, 5,08 cm/Mínimo	40	40	27
Resistência a Tração no Escoamento Mpa Mínimo	ISO 527, 100 mm/Mínimo	21	19	19
Alongamento % Mínimo	ASTM D 638, Tipo IV, 5,08 cm/Mínimo	380	340	250
Resistência ao impacto IZOD kj/m ² Mínimo	Anexo 1 Norma ASTM F648	126	73	25
Resistência ao impacto Charpy kj/m ² Mínimo	ISO/CD 11542/2.3	180	90	90

4.5.3 Usinabilidade

Segundo Coutinho, F et AL (2003), o polietileno de baixa densidade tem uma combinação única de propriedades: tenacidade, alta resistência ao impacto, alta flexibilidade, estabilidade, propriedades elétricas notáveis e boa processabilidade.

Coutinho ressalta ainda, que o polietileno de baixa densidade pode ser processado por extrusão, moldagem por sopro e moldagem por injeção.

5. Biomecânica

O objetivo deste capítulo é dar uma breve noção sobre os conceitos de biomecânica, associando-os no final de cada tópico, com alguns exemplos de implantes.

5.1 Anatomia e Biomecânica da coluna vertebral

A coluna vertebral é constituída pela superposição de uma série de ossos isolados denominados vértebras. Superiormente, se articula com o osso occipital (crânio); inferiormente, articula-se com o osso do quadril (Íliaco). A coluna vertebral é dividida em quatro regiões: Cervical, Torácica, Lombar e Sacro-Coccígea. São 7 vértebras cervicais, 12 torácicas, 5 lombares, 5 sacrais e cerca de 4 coccígeas (Figura 12). <colunasemdor.net; acesso em 04/06/2012>

É importante ressaltar que, assim como um carro, cada trecho da coluna tem sua função, seja esta dar suporte, sustentar esforços mecânicos, entre outros. O presente texto não irá demonstrar a fundo cada uma dessas estruturas, mas irá descrever as principais delas, visando um melhor entendimento da biomecânica.

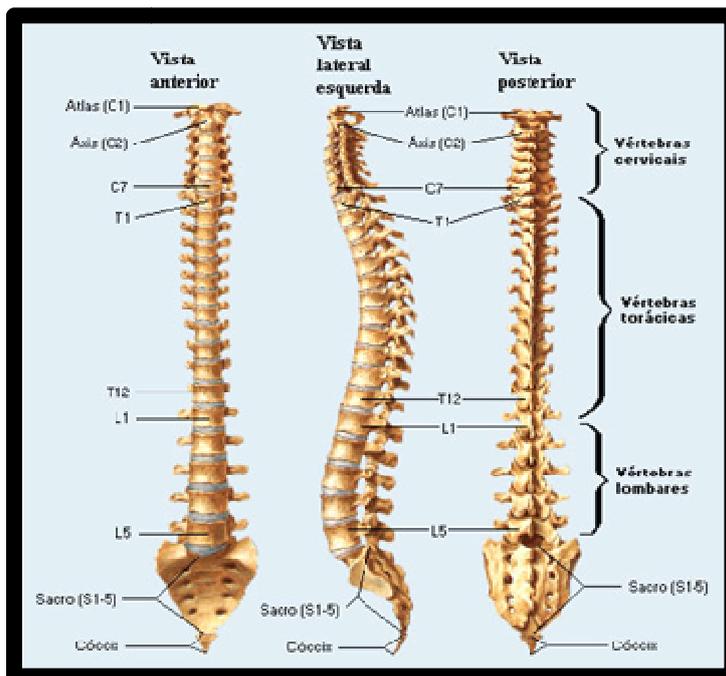


Figura 12 - Representação da Coluna Vertebral
 Fonte: <colunasemdor.net; acesso em 04/06/2012>

Uma das principais estruturas que compõe a coluna vertebral é o “disco intervertebral”, presente entre as vértebras, formando uma unidade funcional da coluna (FSU) (Figura 13).

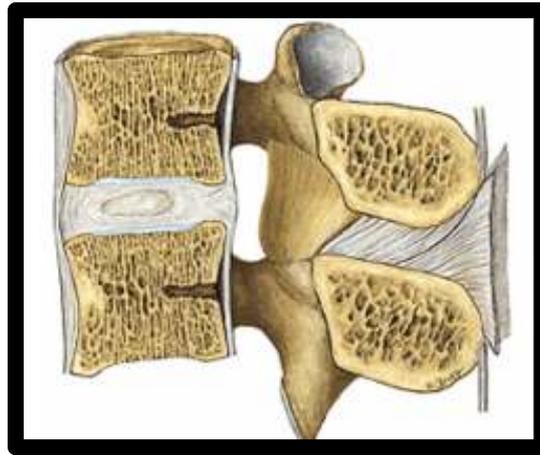


Figura 13 - Unidade Funcional da Coluna
Fonte: Sobotta Atlas of Human Anatomy, 2001.

Os discos intervertebrais são capazes de suportar forças compressivas, rotacionais e de flexão aplicadas sobre a coluna. Os discos intervertebrais são os principais elementos responsáveis pela absorção das cargas compressivas. Sob o ponto de vista mecânico, o núcleo pulposo se compara a um fluido incompressível (NACHEMSON, 1981 apud WEIDLE, 2004).

A função do núcleo pulposo (absorção de cargas) é mais efetiva devido seu alto grau de hidratação. Todavia, a quantidade de água contida no interior do disco depende diretamente da integridade dos discos intervertebrais, mais precisamente da integridade das proteoglicanas. Quando o disco é achatado, suportando elevadas cargas de trabalho, o seu fluido é absorvido. O núcleo assume o papel mecânico principal comparado com o restante do disco e mantém-se sob constantes pressões compressivas. As fibras do anel fibroso, que são elásticas, também auxiliam na redução dos estresses mecânicos aplicados sobre a coluna. (BRINCKMANN e GROOTENBERG, 1983 apud WEIDLE, 2004).

Segundo <auladeanatomia.com; acesso em 04/06/2012>, as funções básicas da coluna são:

- Proteger a medula espinhal e os nervos espinhais;
- Suportar o peso do corpo;
- Fornecer um eixo parcialmente rígido e flexível para o corpo e um pivô para a cabeça;
- Exercer um papel importante na postura e locomoção;
- Servir de ponto de fixação para as costelas, a cintura pélvica e os músculos do dorso;
- Proporcionar flexibilidade para o corpo, podendo fletir-se para frente, para trás e para os lados e ainda girar sobre seu eixo maior.

Biomecânica é a disciplina que descreve a operação do sistema musculoesquelético e possui importante aplicação no estudo funcional da coluna vertebral. A cinemática descreve as amplitudes e os padrões de movimento da coluna vertebral e a cinética estuda as forças que causam e resistem a esses movimentos.

Somente movimentos limitados são possíveis entre vértebras adjacentes, mas a soma desses movimentos confere considerável amplitude de mobilidade na coluna vertebral como um todo. (NATOUR, J.; 2004, p.34).

A coluna vertebral sofre a ação de forças de tração e, em antagonismo, forças de compressão. Menos importantes são as forças de cisalhamento. A descarga das forças ocorre da seguinte maneira: o corpo vertebral recebe as cargas e sobrecargas de compressão e a lâmina, por sua vez, recebe as cargas e sobrecargas equilibrantes de tração, auxiliados pelos músculos e ligamentos paravertebrais. (NATOUR, J.; 2004, p.37).

A compressão aparece como a principal sollicitação mecânica das vértebras e discos intervertebrais, sendo que esforços de cisalhamento, flexão e torção decorrem em função dos intervalos de movimento presentes entre cada segmento da coluna (BOGDUK N.; MERCER S.; 2000).

Atualmente existe uma gama diversificada e ampla de implantes ortopédicos voltados para a coluna vertebral, contudo, apresenta-se através deste trabalho somente as de maior utilização, baseando-se em históricos, e “*know-how*” sobre o assunto.

Barras e parafusos pediculares.

Segundo Vendrame, J. R. (2006), “os parafusos são considerados implantes do tipo penetrante e possuem diferentes partes: cabeça, diâmetro externo, diâmetro interno, rosca, passo de rosca e diâmetro do corpo [...]”

De maneira abrangente, parafusos ortopédicos podem ser classificados em parafusos corticais, quando o parafuso é fixado na região externa de maior densidade do osso (osso cortical), ou parafusos esponjosos, quando a fixação se dá, predominantemente, na região interna e de menor densidade (osso esponjoso). De acordo com T. Hirano et al. (1997) apud KLIAGUA (2010), os parâmetros mais importantes na fixação parafuso-osso são: tamanho do parafuso, profundidade de inserção, densidade mineral óssea, técnica de inserção e torque de inserção. KLIAGUA et al, A. M. (2010, Jan./Mar.)

Segundo VACCARO, A. et al (2005), os sistemas pediculares são normalmente indicados no tratamento de Fraturas Lombares e Torácicas, por via posterior, hérnia de disco, pseudartroses, estenoses, espondilolisteses, seqüelas de fraturas, ressecção de tumores, cifoses, escolioses idiopáticas e congênitas e deformidades neuro-muscular, lordoses, degeneração de disco intervertebral e revisões cirúrgicas.

A figura 14 demonstra a aplicação de parafusos ortopédicos.

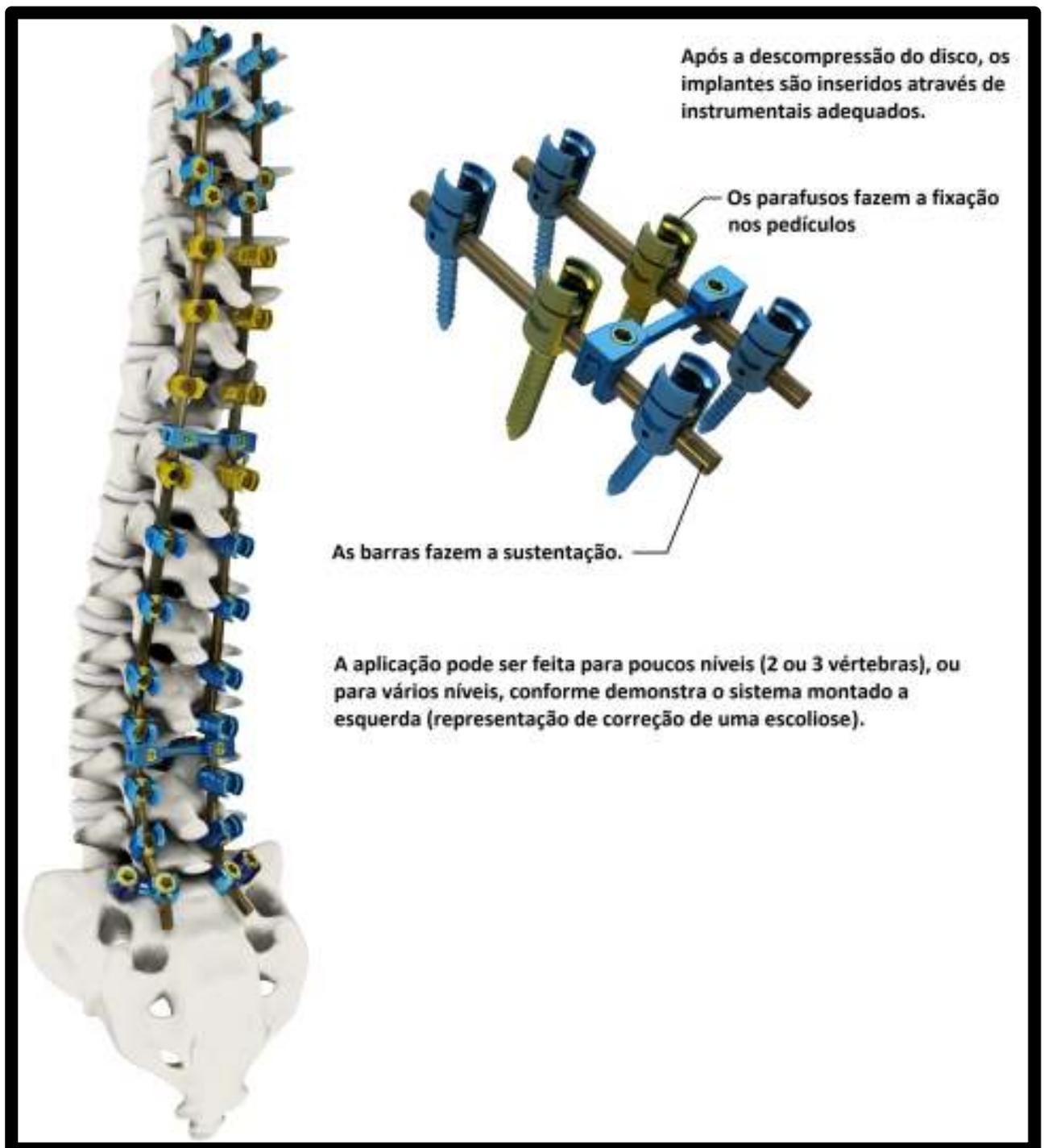


Figura 14 - Sistemas pediculares

Espaçadores intervertebrais

Entre todas as vértebras adjacentes, desde o Axis até ao Sacro, encontram-se os discos intervertebrais, os quais correspondem a um terço do peso total da coluna vertebral. O seu papel, fundamentalmente mecânico, resulta do constante suporte e da transmissão de cargas compressivas provenientes do peso do corpo e da atividade muscular que realiza (Urban, et al., 2003)(Urban, et al., 2000) apud (FERNANDES, P. C., 2008).

Segundo (Tortora, et al., 2004) apud (FERNANDES, P. C., 2008), “ao adicionar a esta função, os discos intervertebrais proporcionam um suporte adicional à coluna, evitando o contato direto e o atrito entre os corpos vertebrais, permitindo um conjunto variado de movimentos da coluna.”

O processo para a realização é relativamente simples.

O disco intervertebral doente é lentamente retirado e assim a dor vinda diretamente do disco pode ser aliviada. Um espaçador intervertebral ("cage", do inglês "gaiola") é colocado no local onde anteriormente existia o disco, ou seja, entre duas vértebras. O espaçador fará com que o espaço entre as vértebras seja aumentado e esta articulação, que anteriormente gerava dor, seja estabilizada. Ainda, o espaço por onde passam os nervos (que se dirigem aos membros inferiores) também é aumentado, e assim, os nervos não ficam mais pinçados, aliviando as dores ciáticas. Com o espaçador entre as vértebras, elas ficam realinhadas, e uma possível condição de escorregamento (espondilolistese) pode ser corrigida. (PIMENTA, D. L. (s.d.) <http://www.patologiadacoluna.com.br/acesso-lateral.php> Acesso em: 08/06/2012)

A substituição do disco intervertebral cervical está associada à degenerescência do mesmo, podendo este colapsar ou comprimir a espinal medula e os nervos raquidianos. Deste modo, estas alterações na morfológica do disco podem levar a uma deficiência neurológica, radiculopatia ou mielopatia. Entre os sintomas a elas associados, encontra-se a diminuição da força nos membros superiores, parestesiase e dor radicular intensa (McAfee, 2004) apud (FERNANDES, P. C., 2008).

A figura 15 demonstra a aplicação de espaçadores intervertebrais.



Figura 15 - Espaçadores intervertebrais

5.2 Anatomia e Biomecânica para Joelho

O joelho é uma articulação do corpo humano e de outros mamíferos. Formada pela extremidade distal do fêmur, pela extremidade proximal da tibia e pela patela (rótula). O joelho ainda possui ligamentos que estabilizam a articulação, auxiliados pelos meniscos (interno ou medial e externo ou lateral), que estabilizam o joelho, e amortecem os impactos sobre as cartilagens. A chave para uma articulação de joelho saudável é a estabilidade da articulação. A configuração óssea, os meniscos, os ligamentos, a cápsula e os músculos que cercam a articulação do joelho produzem a sua estabilidade. Os ligamentos são os estabilizadores primários para a translação anterior e posterior, angulação vara e valga, e para a rotação interna e externa da articulação do joelho. (Ortoclinic; s.d)

Anatomia humana: O joelho é uma articulação sinovial complexa. Na verdade ele possui duas articulações separadas: (Coleman, s.d)

- A articulação fêmoro-patelar consiste na patela, um osso sesamóide que reside no interior do tendão do músculo anterior da coxa (músculo quadriceps femoral), e na superfície patelar na frente do fêmur, na qual ele desliza. (Coleman, s.d)
- A articulação fêmoro-tibial liga o fêmur (osso da coxa) à tibia, o principal osso da perna. A articulação é banhada por um fluido sinovial viscoso, que está contido dentro da membrana sinovial, ou cápsula articular. (Coleman, s.d)

O joelho é uma estrutura complexa, e sua biomecânica envolve muitos fatores, como musculatura, ligamentos, entre outros, desta forma, objetiva-se apenas dar uma breve descrição dos princípios básicos utilizados para projeto de um implante.

O primeiro dos pontos importantes é o alinhamento (Figura 16). Segundo Scuderi e Tria (2010) o alinhamento do fêmur e da tibia é definido em três planos independentes para cada osso: o plano frontal ou coronal, o plano sagital e no plano horizontal ou axial. Estes planos são definidos por pontos e eixos anatomicamente relevantes.

Scuderi e Tria (2010), complementam ainda, que a descrição correta dos eixos e planos é fundamental para descrever e compreender a patologia e que as suas definições afetarão a descrição de movimento e carga do joelho.

Os implantes para o joelho entram em uma classe especial de implantes, que se referem à substituição de uma articulação. Para este tipo de projeto, é necessária atenção especial as normas de rugosidade e tolerâncias de forma, para que se mantenha boa reprodutibilidade de movimento.

Os implantes de substituição articular são dispositivos constituídos por biomateriais destinados à compensação funcional mecânica de uma articulação danificada por processos degenerativos, inflamatórios, infecciosos, isquêmicos, metabólicos e traumáticos. Eles objetivam restaurar, total ou parcialmente, a amplitude de movimentação articular e promover a transmissão de carga para as estruturas osteoligamentares adjacentes (GOMES 2004 apud GRIZA S.,2006 p.1).

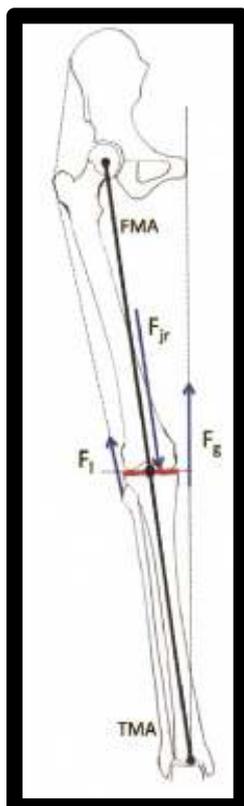


Figura 16 - Alinhamento do Joelho e do Quadril

Fonte: Scuderi, G. R., & Tria, A. J. (2010)



Figura 17 - Prótese de Joelho

5.3 Anatomia e Biomecânica do Quadril

Os implantes de substituição articular são dispositivos constituídos por biomateriais destinados à compensação funcional mecânica de uma articulação danificada por processos degenerativos, inflamatórios, infecciosos, isquêmicos, metabólicos e traumáticos. Eles objetivam restaurar, total ou parcialmente, a amplitude de movimentação articular e promover a transmissão de carga para as estruturas osteoligamentares adjacentes (GOMES 2004 apud GRIZA S.,2006 p.1).

A seguir um diagrama esquemático de uma substituição artificial do quadril (Figura 18).



Figura 18 - Diagrama esquemático de uma substituição artificial do quadril. O agente de fixação pode fazer parte do sistema, no caso de próteses cimentadas, ou não fazer parte do sistema, no caso de próteses sem cimento.

Em técnicas modernas de Artroplastia Total de Quadril (ATQ) as superfícies de contato mais comuns consistem em uma cabeça esférica metálica femoral dura articulando contra um copo de polietileno macio (componente acetabular) de UHMWPE. Nestes casos, o desgaste pode ocorrer por meio de cinco maiores mecanismos: adesão, abrasão, corpo estranho, fadiga e corrosão. Destes, os modos adesivo e abrasivo são os dominantes nos componentes acetabulares poliméricos de próteses totais de quadril (AAOS, 2001).

O desempenho do copo acetabular ao desgaste adesivo está relacionado às características de resistência do polímero à deformação plástica sob cargas multiaxiais. Camadas de deformação plástica são encontradas tanto em superfícies acetabulares de UHMWPE convencional quanto nos modernos UHMWPE irradiados (cross-linked) durante ensaios de desgaste em simuladores de quadril (AAOS, 2001).

O desgaste abrasivo, por sua vez, ocorre devido à diferença de dureza entre as superfícies em contato, e resulta na remoção do material mais macio durante o movimento da superfície mais dura. O desempenho da copa acetabular e da

cabeça femoral ao desgaste está relacionado às propriedades do material e do acabamento destes componentes, e às cargas multiaxiais suportadas por estes. (AAOS, 2001; JASTY et al., 1997).

Do ponto de vista biomecânico, os principais modos de sollicitação mecânica impostos à articulação do quadril são aqueles relacionados à transferência de cargas dinâmicas de compressão, flexão e torção para o suporte corporal e a transmissão de movimento aos membros inferiores. Sendo assim, os componentes que compõem a prótese de quadril (Figura 19) são submetidos a estas mesmas sollicitações.

O ponto de aplicação da força na cabeça metálica da prótese não varia substancialmente durante a fase de apoio da marcha. Davy et al. (1989) utilizaram uma prótese instrumentada e mediram que a orientação das forças de contato resultantes na articulação com prótese varia em um intervalo relativamente reduzido durante a fase de apoio da marcha, sendo que geralmente a força de contato na cabeça da prótese posiciona-se na região anterior/superior. A magnitude da força é maior durante a fase de apoio, mas move-se muito pouco com respeito ao componente femoral.



Figura 19 - Componentes de uma Prótese de Quadril

5.4 Anatomia e Biomecânica Buco-maxilo-facial

O aparelho mastigatório consiste da arcada superior e da arcada inferior conforme apresentado na figura 20 abaixo. A arcada superior é chamada de osso maxilar e está conectada aos outros ossos que formam o crânio. A arcada inferior é referenciada como mandíbula, sendo conectada ao crânio por meio de músculos e um sistema de pivô no côndilo por meio da articulação têmporo-mandibular em cada uma das laterais da arcada. Ambas arcadas possuem dentes fixados a elas.

Em termos biomecânicos, a mandíbula e o osso maxilar suportam os esforços funcionais do sistema mastigatório, sendo que a mandíbula atua de forma isolada, ao passo que o osso maxilar transmite e divide os esforços com os demais ossos do crânio. Assim, a mandíbula está submetida a carregamentos associados às funções da mordida, mastigação e deglutição, e associados aos movimentos durante a fala. O ângulo mandibular é um local comum para fraturas (Feller et al., 2003 – “Tradução nossa”)

Devido à anatomia dos ossos e o sistema muscular envolvido no sistema mastigatório, a compressão e a tração aparecem como as principais solicitações mecânicas (Figura 20) da mandíbula, sendo que esforços de cisalhamento e torção também são presentes (Lazow et al., 2009).

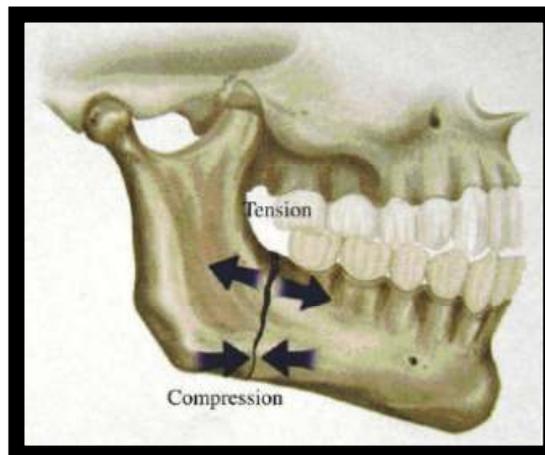


Figura 20 - Compressão na borda inferior da mandíbula, tração na região alveolar
Adaptado de Lazow et al., 2009

As placas para fixação interna em buco-maxilo-facial (Figura 21) devem neutralizar todas as forças – tração, compressão, torção e cisalhamento – desenvolvidas durante o carregamento funcional da estrutura óssea à qual a placa está associada.

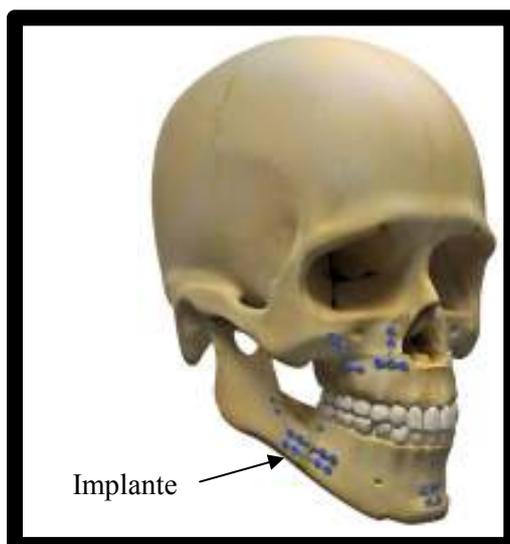


Figura 21 - Placas de osteossintese buco-maxilo-facial

6. Etapas no desenvolvimento de um projeto

Atualmente existem diversos métodos de desenvolvimento de um projeto, sendo que todos possuem fases que indicam o andamento (progresso) do mesmo. O objetivo deste capítulo é apresentar resumidamente as etapas de desenvolvimento de um projeto conforme a teoria clássica, de forma a identificar em qual etapa se encaixa a prototipagem rápida, e determinar qual a sua importância.

Segundo Kaminski (2000), um projeto pode apresentar as seguintes macro-fases:

- Estudo de viabilidade;
- Projeto Básico;
- Projeto Executivo;
- Planejamento da Execução;

6.1 Estudo de Viabilidade

O estudo de viabilidade é uma das fases mais importantes de um projeto. Ele estabelece se o problema tem soluções e se elas são convenientes. É executado em etapas, e qualquer uma delas pode ser repetida até que da interação entre elas surja uma combinação adequada, viabilizando o projeto. (KAMINSKI, 2000, p.34)

As principais etapas desta fase são a necessidade, a exequibilidade física, a viabilidade econômica e financeira e também o estudo ambiental.

Kaminsky (2000, p.2) apresenta a necessidade como “a resposta ou a solução a uma necessidade, individual ou coletiva, que pode ser satisfeita pelos recursos humanos, tecnológicos e econômicos disponíveis naquele instante”.

O autor define ainda as demais fases como:

Exequibilidade física: O produto e o processo para sua obtenção devem ser factíveis;

Viabilidade econômica: O produto deve ter para o cliente uma utilidade igual ou superior ao preço de venda, além de compensar satisfatoriamente o fabricante e o executor, seja esta instituição pública ou privada;

Viabilidade financeira: Os custos de projeto, produção e distribuição devem ser financeiramente suportáveis pela instituição executora ou pagadora;

Segundo Rolim (2003), o estudo ambiental, ou análise ambiental “aplica-se a aspectos ambientais de forma que a organização possa controlar e sobre os quais espera-se que tenha influência.”

6.2 Projeto básico

O projeto básico apresenta características gerais do produto a ser desenvolvido, e é normalmente apresentado através de modelos.

Alguns desses modelos são:

Desenvolvimento / Desenhos: Nesta etapa ocorre o desenvolvimento do produto em associação com outros ramos de engenharia, como a manufatura, qualidade, entre outros, através do conceito CIM (Computer Integrated Manufacturing). De acordo com Kaminski (2000, p.81), a tecnologia CIM “é uma arquitetura para a integração das múltiplas tecnologias relacionadas com a automação industrial, por meio dos recursos de sistemas de informação.” Utilizam-se por exemplo, tecnologias CAD, CAE, CAM e CNC.

Análise de Elementos Finitos (se cabível): Nesta etapa utilizam-se modelos em 3D para verificação das solicitações de projeto, conforme demonstra Kaminski (2000, p.86) afirmando que sistemas CAD e CAE “possuem funções de análise, como por exemplo cálculo de área, volume, peso, centro de gravidade, momento de inércia, [...] análise de transferência de calor, análise de escoamento de fluídos e etc.”.

A utilização da prototipagem rápida nesta etapa é essencial, pois conforme cita Kaminski (2000, p.94), “a grande vantagem é que se obtêm protótipos de uma forma muito mais rápida”, e que Kaminski ainda complementa dizendo que “quando o tempo é um fator crítico no desenvolvimento do produto, a versatilidade e rapidez dessa tecnologia tornam-se sua principal vantagem competitiva.”

Prototipagem: “o protótipo de um produto ou componente é parte essencial no seu processo de desenvolvimento, pois possibilita que a análise de sua forma e funcionalidade seja feita numa fase anterior à produção de ferramental definitivo.” (VOLPATO, 2007, p.3).

6.3 Projeto Executivo

Nesta etapa, todas as especificações do produto já foram feitas, o produto já foi testado e pode ser produzido. Opta-se então pela continuidade ou não do projeto, e a partir de uma confirmação, são liberados lotes pilotos para realização final de ensaios mecânicos, e desta forma, validação do produto.

6.4 Planejamento de produção / execução

Dentro desta etapa, Kaminski (2000) indica que são feitas as validações de processo e planejamento de fabricação do produto.

Um dos principais pontos a se observar nesta etapa, é a Análise de Engenharia de Manufatura e Garantia da Qualidade. Através dos desenhos e modelos tridimensionais, são feitos estudos para verificação das necessidades do projeto como máquinas, ferramentas (comuns e especiais), dispositivos, calibradores e até mesmo necessidade de terceirização. Conforme cita Maximiano (2010, p.71) “o processo de garantia da qualidade, procura garantir que as características ou atributos planejados estejam presentes no produto que o projeto deve fornecer.” E complementa dizendo que “garantir a qualidade consiste em fazer coincidir a qualidade planejada com a qualidade real.”

Além disso, ainda é feito o planejamento de novas instalações (se necessário), a determinação dos recursos humanos necessários, determinação de normas de segurança e o planejamento do fluxo geral das informações.

Ao final de todas essas etapas, são feitas as estratégias de lançamento, definições de logística, elaboração de documentação, definição final do preço de venda, testes de mercado e a validação final da equipe de desenvolvimento.

7. Estudo de caso

O presente estudo de caso foi desenvolvido na empresa MDT, Indústria Comércio Importação e Exportação de Implantes Ortopédicos S.A., localizada em Rio Claro, Estado de São Paulo. O Grupo MDT é formado por empresas com mais de 23 anos de experiência no mercado de implantes ortopédicos, atendendo todo o território brasileiro e mais de 10 países.

O processamento dos seus produtos é realizado em equipamentos da mais alta tecnologia por mais de 300 colaboradores treinados e em constante formação. Durante todas as etapas do processo produtivo, os produtos passam por procedimentos de controle e testes conforme requisitos e especificações técnicas estabelecidas por um rigoroso sistema de Garantia da Qualidade. Ao final do processo 100% das peças produzidas são conferidas no Controle da Qualidade. Desta forma, o Grupo MDT está sempre em dia com seu compromisso social, tendo suas práticas sempre alinhadas com seu órgão regulador - a ANVISA - Agência Nacional da Vigilância Sanitária - bem como toda sua linha de produtos devidamente registradas de acordo com a Resolução RDC nº. 185:01, que aprova a sua livre comercialização no Brasil e no mundo.

Assim como foi demonstrado ao longo deste trabalho, a prototipagem rápida é uma tecnologia relativamente nova, e que vem proporcionando grandes vantagens competitivas durante o desenvolvimento de novos produtos. Associando-se este fato ao dia-a-dia de uma empresa de implantes, pode-se entender facilmente que isso não se resume somente ao fato de melhorar a competitividade / custo dos produtos, mas também que novas soluções na área da saúde podem dar suporte a muitas vidas que dela dependem. Desta forma, o presente estudo de caso tem por objetivo demonstrar a importância da prototipagem rápida no desenvolvimento de implantes ortopédicos, através de uma comparação dos custos e tempos de fabricação.

7.1 Processo de desenvolvimento de implantes.

No capítulo 6, foram apresentadas as principais etapas no desenvolvimento de um produto até que se atinja a de prototipagem. O projeto de um implante ortopédico não se diferencia de qualquer outro produto neste aspecto, devendo-se apenas acrescentar alguns documentos específicos, de modo a atender as especificações de

órgãos regulamentadores. Basicamente, o desenvolvimento de um implante segue os seguintes procedimentos:

- Solicitação de projeto: Pode ser feito por um médico, ou profissional que possua conhecimentos na área.
- Planejamento do projeto: Para que o projeto inicie de fato, são estudados no mínimo, os seguintes tópicos:
 - Número do Projeto;
 - Escopo – Definição do produto objeto do projeto;
 - Descrição e aplicação do produto;
 - Classificação do produto; (com relação ao tempo de função)
 - Determinar componentes do sistema, especificando suas funções e matéria-prima;
 - Relacionar os materiais de apoio especificando suas funções e matéria-prima;
 - Determinar quais processos especiais serão aplicáveis aos produtos do projeto e se validações serão necessárias;
 - Formas de apresentação do produto e disposição do material para uso do distribuidor;
 - Normas aplicáveis;
 - Ensaio aplicáveis;
 - Desempenho Pretendido;
- Estudos preliminares - Desenvolvimento em sistemas CAD: Nesta etapa, com as informações compiladas, o projetista desenvolve o modelo tridimensional do implante, e apresenta ao consultor (médico) que faz as colocações e propõe as alterações necessárias para obtenção do melhor desempenho biomecânico.

Depois de obtidos os modelos de implantes, são desenvolvidos os instrumentais de aplicação, de acordo com o trecho a ser operado, e com a técnica que o cirurgião irá desenvolver (seja por acesso aberto ou minimamente invasivo).
- Aprovação do médico: O médico faz testes em ossos plásticos, em transparências ou até mesmo em cadáver e faz a aprovação do conjunto.

- Ensaio mecânico: Com o produto definido, realizam-se ensaios mecânicos de acordo com as normas aplicáveis, de forma a verificar se o implante suportará as cargas e solicitações relativas a toda biomecânica do trecho operado.
- Documentação: Com os resultados dos ensaios satisfatórios, são preparados todos os documentos necessários para o registro do produto (análises clínicas, pré-clínicas, entre outros).
- Envio para registro;
- Treinamento dos especialistas com o material;
- Cirurgia.

Uma etapa não precisa necessariamente ser iniciada ao final de outra. O quadro 15 tem uma representação básica de como se dá o andamento dos procedimentos básicos.

Quadro 15 – Andamento de um projeto

	5%	10%	15%	20%	25%	30%	35%	40%	45%	50%	55%	60%	65%	70%	75%	80%	85%	90%	95%	100%	
Solicitação de Projeto	█																				
Planejamento do Projeto		█	█	█	█	█	█	█													
Estudos Preliminares				█	█	█	█	█	█	█	█										
Aprovação do médico										█											
Ensaio mecânicos										█	█	█	█	█							
Documentação												█	█	█	█	█	█				
Registro																		█	█	█	
Treinamento de especialistas																	█	█	█	█	
Cirurgia																					█

Ao desenvolver um produto (estudos preliminares), são feitos modelos 3D em sistemas CAD. Estes permitem que o médico e projetista tenham uma visão ampliada do produto, possibilitando a inclusão ou remoção de detalhes antes que o mesmo passe para o processo de fabricação. A ideia de utilizar a imagem 3D para minimizar os erros

do produto é de grande ajuda, contudo não é suficiente para evitar que eles aconteçam, o que geralmente ocasiona a fabricação de mais de uma versão de cada protótipo.

Um erro típico que pode acontecer refere-se ao tamanho, ao ver uma imagem na tela de computador, cada indivíduo tende a imaginar o modelo de um tamanho diferente, que se adeque as suas necessidades, as quais nem sempre são satisfeitas após a fabricação da peça.

Um exemplo básico para esse entendimento é pensar nas mãos (Figura 22). Ao observar uma chave de fenda em modelo tridimensional, a tendência é que se imagine o cabo com um diâmetro suficiente para um encaixe perfeito em sua mão.

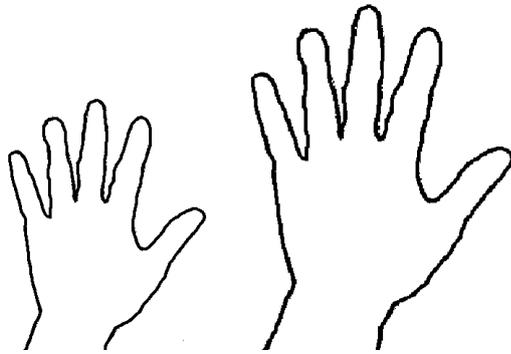


Figura 22 - Representação de tamanhos

Outros problemas que comumente acontecem, são quanto à funcionalidade e usabilidade. Como muitos costumam dizer, “o computador aceita tudo”, ou seja, é possível fazer determinado detalhe em uma peça através de softwares de modelagem tridimensional, mas pode ser que este detalhe não seja possível de ser fabricado, ou mesmo que a empresa não tenha a tecnologia necessária para a fabricação do mesmo.

Com esses “problemas”, eram feitos em média três protótipos reais de uma peça, até atingir a qualidade ideal para o cirurgião. Além disso, enquanto o setor de projetos se divide em diferentes segmentos (coluna, joelho, quadril, etc.), o setor de fabricação de protótipos é unificado, ou seja, responsável pela fabricação de todas as linhas. A grande demanda de projetos em desenvolvimento, de várias linhas, acabava transformando o setor de fabricação de protótipos no “gargalo de projeto”, fazendo com que projetos ficassem parados por muito tempo, e desta forma com que o tempo e custo de projetos aumentassem.

Outra característica importante a ser lembrada, foi citada no capítulo 4 (materiais implantáveis), com relação a usinabilidade. Conforme foi apresentado, a maior parte dos materiais implantáveis possui características que dificultam a usinagem, e mesmo com ferramentas especiais, acaba ainda por se tornar alto o consumo de pastilhas, o que pode ser evitado com a prototipagem rápida, uma vez que não há usinagem nesse processo.

Após a utilização da prototipagem rápida, a linha de fabricação de protótipos teve uma grande redução em sua demanda, e a fabricação de modelos reais tornou-se necessária apenas para a fabricação da última versão. A facilidade e agilidade da confecção de um protótipo rápido, fez com que os projetos voltassem a ter melhor andamento, e que houvesse redução de tempo e custo, conforme será demonstrado ao longo deste estudo de caso.

7.2 Vantagens e desvantagens da prototipagem rápida no desenvolvimento de implantes e seus instrumentais de aplicação.

Ao longo deste trabalho, foram demonstradas várias aplicações da prototipagem rápida no desenvolvimento de produtos, contudo, é importante ressaltar as vantagens e desvantagens deste processo, quando desenvolvendo um implante ou instrumental.

Como principais vantagens, destacam-se o tempo e o custo. Além dessas é possível fazer protótipos em escala ampliada, possibilitando ao cirurgião, projetista, ou qualquer outro envolvido no projeto, verificar os detalhes de determinado material. Outra vantagem é que vários protótipos rápidos podem ser confeccionados de uma só vez, desde que caibam no suporte/bandeja específica da máquina, o que reduz ainda mais o tempo de desenvolvimento de produtos.

Como principais desvantagens, destacam-se a impossibilidade de representar materiais flexíveis (como por exemplo, molas), a falta de resistência mecânica e a dificuldade de produzir elementos muito pequenos.

7.3 A cirurgia de escoliose

A escoliose (Figura 24) envolve uma modificação estrutural das vértebras e costelas com rotação vertebral no plano transversal, desvio lateral no plano frontal e lordose no plano sagital, o que esteticamente gera transtornos, principalmente em crianças e adolescentes por seu caráter evolutivo (DICKSON & LEATHERMAN, 1988; DICKSON & LEATHERMAN, In DICKSON, 1990).

SMITH & FERNIE (1991), estudando a biomecânica funcional da coluna, relataram que a coluna vertebral, quando curvada dentro de seu estado normal, mais ainda sob condições de escoliose, é um sistema inerentemente instável, requerendo suporte muscular ativo para manter sua postura. A progressão de uma curva escoliótica pode ser vista como uma deformação planejada em escalas combinadas por alterações devido ao crescimento. A presença de rotação axial combinada com inclinação lateral, pode contribuir para o desenvolvimento de curvas escolióticas exageradas. A deformidade do corpo vertebral que acompanha a escoliose, vai destruindo qualquer simetria e vai adicionando um estado de desequilíbrio.



Figura 23 - Radiografia Escoliose

Assim como foi citado nos parágrafos acima, “a escoliose envolve uma modificação estrutural das vértebras e costelas com rotação vertebral no plano transversal”, e para correção desta deformidade, basicamente falando é necessário que as vértebras voltem ao seu estado natural, ou o mais próximo possível dele. A figura 23 demonstra bem esta rotação, que também pode ser vista no pré e pós-cirúrgico (Figura 24). No pré-cirúrgico, é possível ver o desalinhamento das cabeças dos parafusos, devido a rotação das vértebras. No pós-cirúrgico, os parafusos já estão alinhados e apenas residem as curvaturas fisiológicas.

A cirurgia de escoliose envolve muitos detalhes, como colocação correta dos parafusos, moldagem de barras, entre muitos outros, mas de modo a integrar os

materiais (implantes e instrumentais) com o presente estudo, apresenta-se apenas uma das etapas cirúrgicas. Sendo assim, um dos principais passos de uma cirurgia de escoliose é a derrotação das vértebras, que consiste basicamente no alinhamento espinhal. Para que isso seja feito, são utilizados alguns instrumentais específicos (clipadores e acessórios), conforme demonstra a Figura 25. Através da movimentação desses instrumentais (cuidadosamente), é possível retornar a vértebra a posição “natural”, e através do aperto dos parafusos de compressão, fixa-se o sistema. Essa fixação é mais bem observada no capítulo 5, figura 14.



Figura 24 - Pré e pós operatório – Cirurgia de escoliose

Com o correto alinhamento, o paciente passa a ter certas limitações de movimento, devido a grande quantidade necessária de implantes em uma cirurgia de escoliose, no entanto, a qualidade de vida do paciente aumenta, pois passa a não sentir dores, apresenta melhor aparência devido a correções posturais, entre muitos outros benefícios.

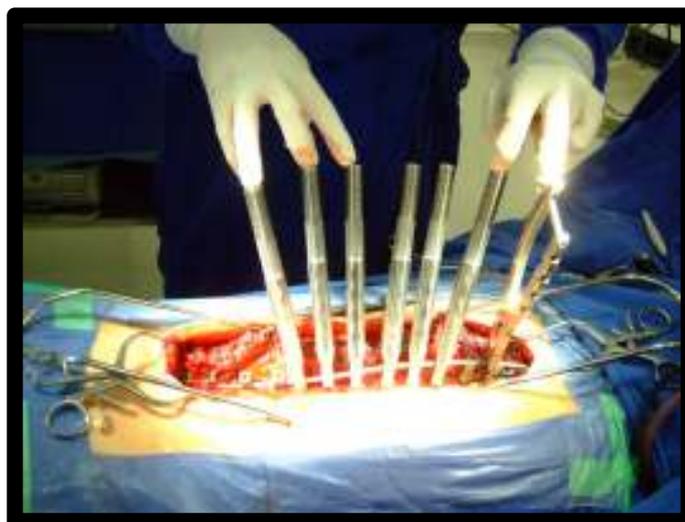


Figura 25 - Posicionamento dos Clipadores para Derrotação das Vértebras.

7.4 Materiais e métodos

Para o presente estudo de caso foram selecionados os instrumentais de apoio para cirurgias de escoliose, sendo eles:

- 1- Clipador tipo Persuader (02.73.01.00002)
- 2- Acessório Nr 01 para Clipador tipo Persuader (02.73.01.00003)
- 3- Acessório Nr 02 para Clipador tipo Persuader (02.73.01.00004)
- 4- Acessório Nr 03 para Clipador tipo Persuader (02.73.01.00005)
- 5- Acessório Nr 04 para Clipador tipo Persuader (02.73.01.00006)

Primeiramente, foi feito o protótipo rápido dos materiais, obtendo-se o consumo de matéria-prima, e o tempo gastos durante cada processo.

Para realização desta etapa do estudo de caso, foi utilizada a máquina de prototipagem rápida DIMENSION SST 768, que funciona sob um processo de fabricação baseado em sólido, a FDM, que, como foi citado no capítulo 1 (a prototipagem rápida), têm por característica principal inserir materiais de suporte, posteriormente limpos em processo de ultrassom. A máquina utilizada para este processo, foi o Conjunto Ultrassom Embrasol 1.S-12DA-230.

Os detalhes e etapas deste processo estão apresentados no APENDICE I – Tabela de dados de prototipagem rápida.

Em seguida, foi solicitada a fabricação dos instrumentais listados acima, fazendo tomadas de tempo, custo de material e processo.

Para realização desta etapa de usinagem, foram utilizados processos que envolvem as seguintes máquinas: serra, torno convencional, torno CNC, eletro erosão, fresadora, tanque e polítriz.

Os detalhes e etapas deste processo estão apresentados no APENDICE II – Tabela de dados de fabricação. É importante lembrar que foram retirados apenas dados de fabricação, para que a comparação entre prototipagem – fabricação fosse real.

Para finalizar o estudo de caso, foi feita uma simulação, representando a produção de três versões de cada produto (média apresentada no item 7.1 do presente

estudo). Para isso, considerou-se modelos idênticos, como se fossem feitas alterações mínimas durante o processo, mas que necessitassem de fabricação.

É importante destacar que nesta etapa, para o processo de prototipagem, foram consideradas as três versões + uma fabricação para teste de flexibilidade, que como foi citado anteriormente, não é possível de ser reproduzido pela prototipagem.

Por fim, foram feitas comparações de tempo e custo de material.

7.5 Resultados e discussões

Para a primeira etapa do estudo de caso, comparando-se tempos e custos de fabricação, foram obtidos resultados conforme o Quadro 16 – Prototipagem x Fabricação.

Nota-se claramente que o tempo e custo de um projeto utilizando a prototipagem rápida diminuem drasticamente, representando através desses instrumentais, 7% do tempo total de fabricação e 2,24% do custo total de fabricação. Tais comparações podem ser vistas individualmente através dos gráficos 1 e 2, e coletivamente nos gráficos 3 e 4.

Um detalhe importante durante este estudo, é que o projeto de implantes e seus instrumentais de aplicação, não se resumem apenas a um item, como está sendo demonstrado no presente trabalho, mas sim a uma gama de implantes que atendam a demanda de tamanhos, pesos, entre outros (conforme citado no item 3.2), e uma variedade grande de instrumentais que permitam a realização completa da cirurgia.

Pode-se observar que o custo e o preço de fabricação do “Clipador tipo Persuader” e “Acessório Nr02 para Clipador tipo Persuader”, foram os que tiveram maiores valores durante a tomada de tempo e custo, pois são os que possuem geometrias mais difíceis de serem fabricadas, exigindo processos diversificados. Contudo, durante a prototipagem rápida, esses valores sofreram pouca alteração devido ao fato de passarem pelo mesmo processo. Esse fato permite também, que a empresa possa terceirizar certos serviços (devido a dificuldade de fabricação) ao invés de adquirir um equipamento novo. Por exemplo, ao invés de adquirir uma máquina de eletro-erosão a laser, que é um equipamento caro e nem sempre será 100% utilizado dentro da empresa, pode-se enviar o produto para terceirização desta etapa de usinagem.

Quadro 16 – Prototipagem Rápida x Fabricação

	Tempo de Prototipagem (h)	Custo de prototipagem	Tempo de Fabricação (h)	Custo de Fabricação
Clipador tipo Persuader	0,316	R\$ 3,86	8,04	R\$ 308,88
Acessório Nr 01 para Clipador tipo Persuader	0,383	R\$ 5,31	4,61	R\$ 153,32
Acessório Nr 02 para Clipador tipo Persuader	0,6	R\$ 10,11	9,3	R\$ 499,94
Acessório Nr 03 para Clipador tipo Persuader	0,466	R\$ 5,04	4,5	R\$ 226,76
Acessório Nr 04 para Clipador tipo Persuader	0,4	R\$ 5,72	4,44	R\$ 150,47
TOTAL	2,165	R\$ 30,04	30,89	R\$ 1.339,37

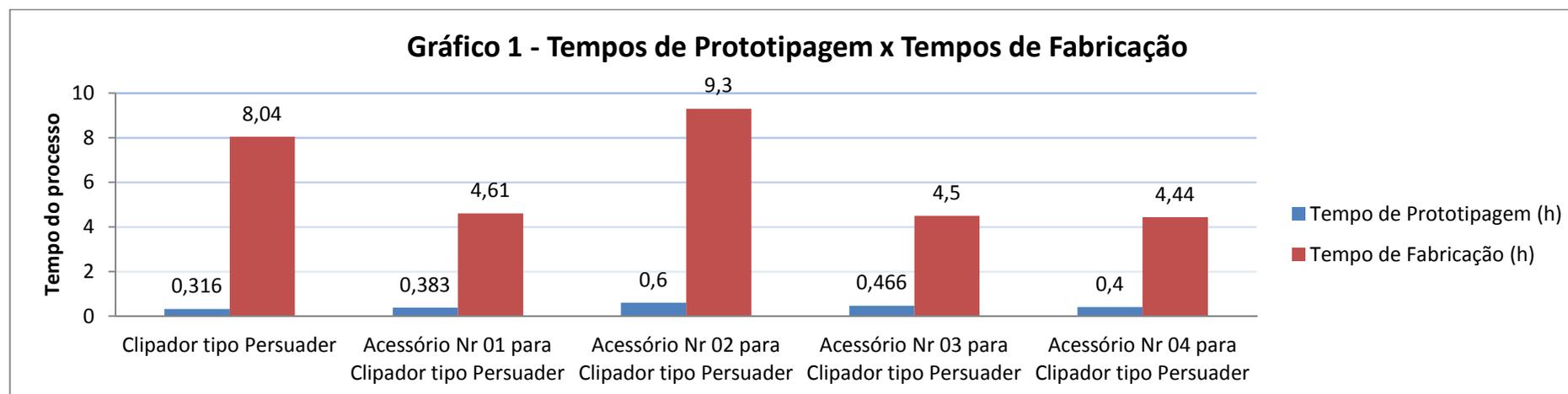


Gráfico 2 - Custos de Prototipagem x Custos de Fabricação

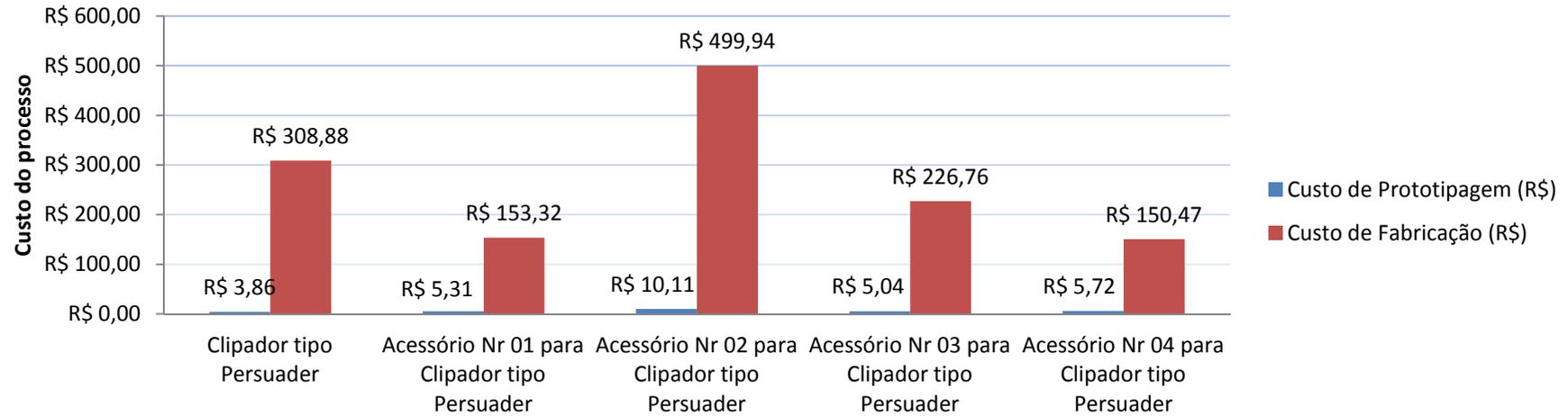


Gráfico 3 - Tempo Total de Prototipagem x Tempo Total de Fabricação

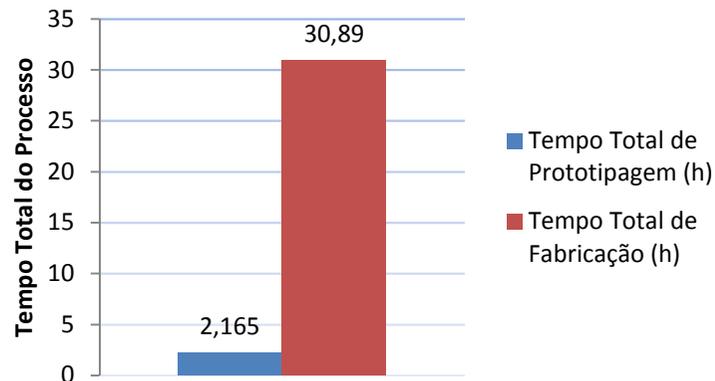
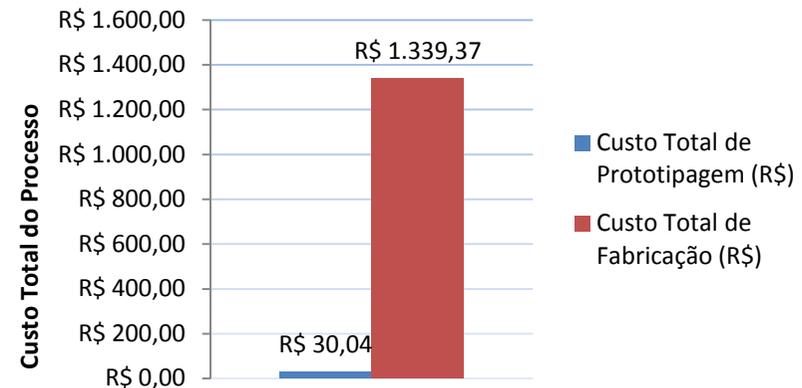


Gráfico 4 - Custo Total de Prototipagem x Custo Total de Fabricação



A queda de valores e tempos permite a alocação desses recursos para outras finalidades de projeto ou interesses da empresa. Um bom exemplo é a alocação da economia financeira após a prototipagem rápida, em pró do pagamento da própria máquina. Outros bons exemplos são a expansão da linha de fabricação de protótipos, ou melhoria de maquinário e ferramental.

Para complementar esse estudo, foram simuladas 3 versões de fabricação de cada protótipo, sendo que para a prototipagem rápida foi considerada também uma quarta etapa, que é a fabricação do modelo real para verificações de funcionalidade (É importante enfatizar, que mesmo havendo a necessidade de fabricação de um modelo real, a prototipagem rápida já gerou economia nas versões anteriores). Essas versões possuem os mesmos valores das anteriores, simulando o que normalmente ocorre durante os projetos, que é a alteração de pequenos detalhes. Sendo assim, para a segunda etapa do estudo de caso, foram comparados tempos e custos de fabricação. Foram obtidos resultados conforme o Quadro 17 – Prototipagem x Fabricação (3 versões).

Para esta etapa a prototipagem rápida representa aproximadamente 40,34% do tempo total de fabricação e 35,58% do custo total de fabricação. Tais comparações podem ser vistas individualmente através dos gráficos 5 e 6, e coletivamente nos gráficos 7 e 8.

Nota-se que mesmo com a fabricação da última versão, a prototipagem rápida apresenta uma redução de custos grande, em relação ao período em que todas as versões eram fabricadas.

Quadro 17 – Prototipagem Rápida x Fabricação (3 Versões)

	Tempo de Prototipagem (h)	Custo de prototipagem	Tempo de Fabricação (h)	Custo de Fabricação
Clipador tipo Persuader	8,988	R\$ 320,46	24,12	R\$ 926,64
Acessório Nr 01 para Clipador tipo Persuader	5,759	R\$ 169,25	13,83	R\$ 459,96
Acessório Nr 02 para Clipador tipo Persuader	11,1	R\$ 530,27	27,9	R\$ 1.499,82
Acessório Nr 03 para Clipador tipo Persuader	5,898	R\$ 241,88	13,5	R\$ 680,28
Acessório Nr 04 para Clipador tipo Persuader	5,64	R\$ 167,63	13,32	R\$ 451,41
TOTAL	37,385	R\$ 1.429,49	92,67	R\$ 4.018,11

Gráfico 5 - Tempos de Prototipagem x Tempos de Fabricação

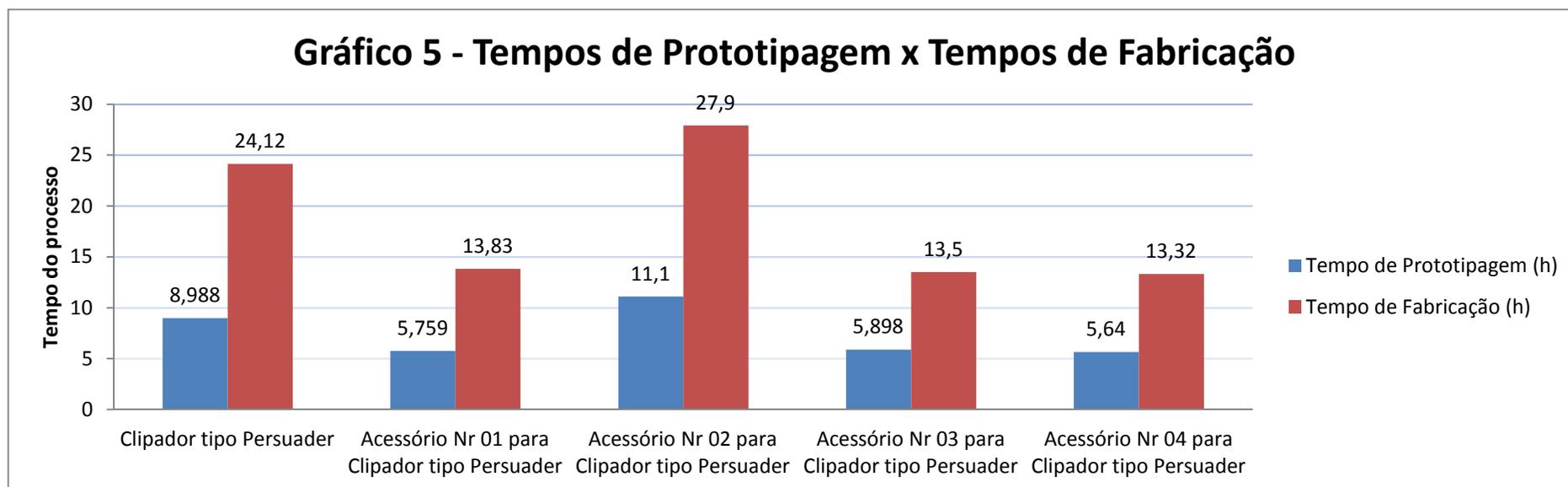


Gráfico 6 - Custos de Prototipagem x Custos de Fabricação

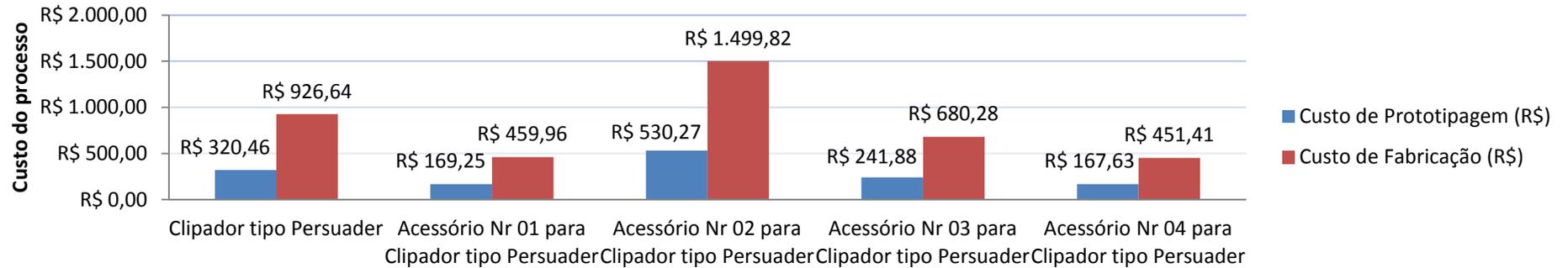


Gráfico 7 - Tempo Total de Prototipagem x Tempo Total de Fabricação

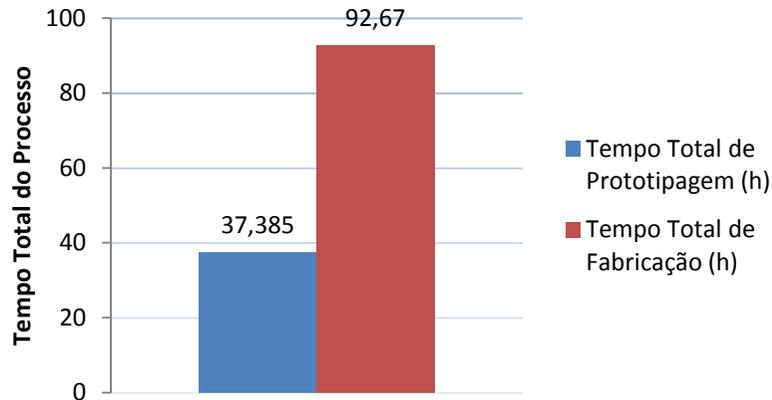
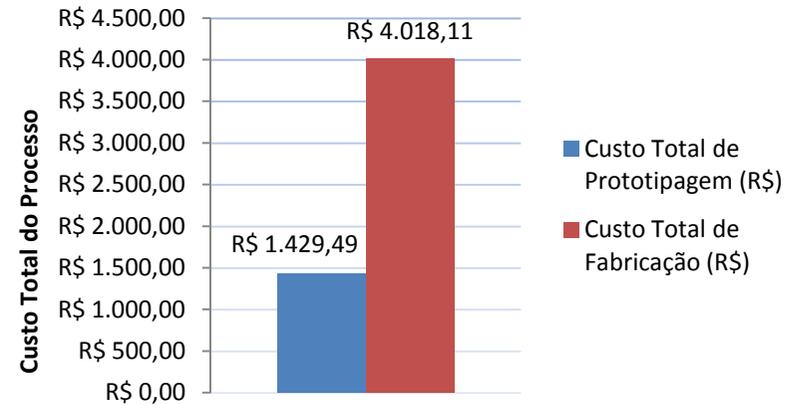


Gráfico 8 - Custo Total de Prototipagem x Custo Total de Fabricação



8. CONCLUSÃO

Diante de um cenário de um mercado competitivo, onde novas tecnologias propiciam vantagens mercadológicas para os que nela investem, o presente trabalho procurou demonstrar a vantagem da utilização do processo de prototipagem rápida em relação ao de prototipagem “fabricada”, através da análise de tempos e custos de processos.

Em vista da argumentação apresentada durante o desenvolvimento teórico, apesar das desvantagens básicas como funcionalidade ou pequenas dimensões (que este processo apresenta), pôde-se demonstrar através dos dados de estudo de caso, que a prototipagem rápida propicia ganhos consideráveis durante o desenvolvimento de um produto, gerando saídas mais rápidas de projeto e desta forma, propiciando vantagens competitivas.

O grupo MDT, enquanto estudo de caso, apresentou melhoras financeiras significativas e principalmente, reduziu o número de protótipos fabricados, fazendo com que o setor de protótipos deixasse de ser o gargalo do projeto. Os resultados obtidos demonstram claramente as vantagens da utilização da prototipagem rápida em relação à fabricação de modelos reais. Considerando-se apenas uma versão desses materiais, obteve-se que a prototipagem rápida representou 7% do tempo total de fabricação e 2,24% do custo total de fabricação enquanto considerando-se três versões desses materiais, obteve-se que a prototipagem rápida representou aproximadamente 40,34% do tempo total de fabricação e 35,58% do custo total de fabricação.

A diminuição da necessidade de fabricação de protótipos reais, permitiu a entrada de novos protótipos para a fabricação, sequenciando também produtos de outras linhas (joelho, quadril, etc.), e fazendo com que os projetos tivessem continuidade.

Toda ação na intenção de implementar um processo de melhoria, gera dúvidas e incertezas. A opção pela utilização da prototipagem rápida como ferramenta auxiliar no desenvolvimento de produtos se deu devido a um problema existente (gargalo), mas que se manifestou em ganhos no mercado competitivo ao apresentar versatilidade, rapidez e baixo custo.

Sendo assim, concluiu-se que o presente trabalho foi satisfatório, pois atendeu as condições propostas para o seu desenvolvimento, demonstrando numericamente o lucro

obtido após a comparação de peças confeccionadas em prototipagem rápida e peças fabricadas (usinadas).

Como citado ao longo deste trabalho, a prototipagem rápida não se resume apenas a materiais poliméricos, mas também a materiais metálicos, como por exemplo o aço. Desta forma, como sugestão para trabalhos futuros, fica a oportunidade de avaliar como esta tecnologia (“prototipagem metálica) auxilia na indústria, seja na confecção de peças, moldes, ou mesmo de dispositivos. Outra possibilidade, é avaliar como a utilização de protótipos rápidos contribuem com relação a questão de sustentabilidade, tema muito discutido nos dias atuais.

9. BIBLIOGRAFIA

AGOSTINHO et. al (2004). Universidade Estadual de Campinas: **Processos de Fabricação e Planejamento de Processos.** <<ftp://ftp.fem.unicamp.br/pub/em335c/apostila.pdf>> Acesso em 23/07/2012

ASTM International. (01 de 01 de 2007). *ASTM F-2026 Standard Specification for Polyetheretherketone (PEEK) Polymers for Surgical Implant Applications.* 5 pg.

ASTM International. (01/ 01/2007). *ASTM F-75 Standard Specification for Cobalt-28 Chromium-6 Molybdenum Alloy Castings and Casting Alloy for Surgical Implants (UNS R30075).* 4 pg.

ASTM International. (01/ 11/ 2008). *ASTM F-136 Standard Specification for Wrought Titanium-6Aluminum-4Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) Alloy for Surgical Implant Applications (UNSR56401).* 5 pg.

ASTM International. (01/05/2008). *ASTM F-138 Standard Specification for Wrought 18Chromium-14Nickel-2.5Molybdenum Stainless Steel Bar and Wire for Surgical Implants (UNS S31673).* 5 pg.

ASTM International. (01/12/2010). *ASTM F-648 Standard Specification for Ultra-High-Molecular-Weight Polyethylene Powder and Fabricated Form for Surgical Implants.* 8 pg.

BOGDUK, N & MERCER S. *Biomechanics of the spine I Normal kinematics. Clinical Biomechanics*, 2000; 15: 633-648.

CALLISTER, W. D. (2000). *Ciência e Engenharia de Materiais* (5ª ed.). Rio de Janeiro: LTC.

Coleman.com.br. (s.d.). *Coleman*. Acesso em 11 de 06 de 2012, disponível em <http://www.coleman.com.br/manuais/COL3463%20Joelhook.pdf>

DAVY DT, KOTZAR DM, BROWN RH et al. **Telemetric force measurements across the hip after total arthroplasty.** *J. Bone and Joint Surgery*, 70A:45, 1989.

DIÁRIO DA SAÚDE (2010). Acesso em 11 de 06 de 2012. Disponível em <<http://www.diariodasaude.com.br/news.php?article=proteses-orteses-titanio-sob-medida&id=5372>>

DICKSON, R. A., LEATHERMAN, K. D. *Spinal deformities*. In: DICKSON, R. A. *Spinal surgery: science and practice, London: Butterworths*, p. 368-435, 1990.

DICKSON, R. A., LEATHERMAN, K. D. *The management of spinal deformities. London: Wright*, 1988. p. 1-54.

FARIAS, A. d et al. (11 de 04 de 2011). **Avanços na usinagem de ligas de titânio.** *CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA DE FABRICAÇÃO* , 12 pg.

FELLER KU, Schneider M, Hlawitschka M, Pfeifer G, Lauer G, Eckelt U. *Analysis of complications in fractures of the mandibular angle – a study with finite element*

computation and evaluation of data of 277 patients. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, 31, 290–295, 2003.

FERNANDES, P. C. (Set. de 2008). **Modelação e Análise da Fusão Inter-Somática Cervical**. *Tese de Mestrado*. Lisboa, Portugal.

GORNI, A. (s.d.). Acesso em 27 de 03 de 2012, disponível em Antônio Gorni On Line: <http://www.gorni.eng.br/protrap.html>

GRIZA, S. **Estudo comparativo da influência da forma de hastes femorais cimentadas afiladas e polidas nos padrões de transmissão de carga e estabilidade in vitro**. 2006. 118 f. Tese doutorado em Engenharia. Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Porto Alegre, 2006. Programa de pós-graduação em Engenharia de Minas, Metalurgia e de Materiais (PPGEM).

HANCOCK, T. (2010, 08 18). **Guia do Hardware**.net. Retrieved 03 28, 2012, from <http://www.hardware.com.br/artigos/fabricacao-encomenda/>

HOTZA, D. (2009). *Scientific Eletronic Library Online*. Retrieved 03 28, 2012, from *Scielo*: http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S1517-70762009000400003&script=sci_arttext

INVIBIO. (s.d). **PEEK OPTIMA - Unfilled PEEK OPTIMA Polymer Processing Guide**. 17pg.

JASTY M, GOETZ DD, BRAGDON C, LEE KR, HANSON A, HARRIS WH. **Wear of Polyethylene Acetabular Components in Total Hip Arthroplasty. An analysis of one hundred and twenty-eight components retrieved at autopsy or revision operations. Journal of Bone and Joint Surgery**, Vol.79-A, n.3, 1997.

KAMINSKI, P. (2000). **Desenvolvendo produtos com planejamento, criatividade e qualidade**. (2ª Edição). Rio de Janeiro: Editora JC

KLIAGUA, A. M. (Jan./Mar. de 2010). **Avaliação da resistência à torção em parafusos utilizados em implantes - um panorama brasileiro**. Rem: Revista Escola de Minas, p. s.p.

LAZOW, S., TARLO, I. **Mandible Fracture: Transoral 2.0-mm Locking Miniplate plus 1 Week Maxillomandibular Fixation**. *Atlas Oral Maxillofacial Surg Clin N Am*, v. 17, p. 27–34, 2009.

LENCINA, D. (s.d.). **Avaliação do uso de modelos produzidos por estereolitografia na fundição em moldes de areia aglomerada por resinas do tipo caixa fria fenólicouretano**. *CIMJECT*, p. 3.

MAXIMIANO, A. (2010). **Administração de Projetos**. (4ª Edição). São Paulo: Editora Atlas S.A.

MEURER, E, et AL.. (2007). **Ortodontia Contemporânea**. Retrieved 03 28, 2012, from <http://www.ortodontiacontemporanea.com/2010/03/os-biomodelos-de-prototipagem-rapida-em.html>

MIETTI, M. A., & VENDRAMETO, O. (s.d.). **Uso de Prototipagem Rápida como Fator de Competitividade**.

- MSPC – Informações técnicas (2010). Acesso em 08 de 06 de 2012 Disponível em: <http://www.mspc.eng.br/ciemat/aco210.shtml>
- NAKAMURA et al (2003). **Utilização de Ferramentas CAD/CAE/CAM no Desenvolvimento de Produtos Eletrônicos: Vantagens e Desafios** (T&C Amazônia, Ano 1, no 2, Jun de 2003)
- NATOUR, J. (2004). **Coluna Vertebral** (2ª Edição ed.). (K. Kohn, Ed.) São Paulo: etcetera editora
- OESTREICH, D. H. et al. (11 de 04 de 2011). **Revisão da literatura sobre a usinabilidade do titânio e suas ligas**. *CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA DE FABRICAÇÃO*, 9 pg.
- ORTOCLINIC. (s.d). *ortoclinicbh*. Acesso em 11 de 06 de 2012, disponível em Ortoclinic: http://www.ortoclinicbh.com.br/index.php?option=com_content&view=article&id=61%3Ajoelho&catid=36&Itemid=61
- ORTODONTIA CONTEMPORÂNEA (26/12/2011). **Os biomodelos de prototipagem rápida em cirurgias de traumatologia bucomaxilofacial**. *Ortodontia Contemporânea*, 5 pg.
- PIMENTA, D. L. (s.d.). Acesso em 08 de 06 de 2012, disponível em Instituto de Patologia da Coluna: <http://www.patologiadacoluna.com.br/aceso-lateral.php>
- RAPOSO-DO-AMARAL,CAC et al. (11 de 01 de 2010). **Implantes pré-fabricados customizados nas grandes**. *Revista Brasileira de Cirurgia Craniomaxilofacial*, pp. 175-179.
- ROLIM. (2003). **Gestão ambiental**. Acesso em 08/10/2012, disponível em Gestão ambiental: <http://www.gestaoambiental.com.br/articles.php?id=10>
- SCUDERI, G. R., & Tria, A. J. (2010). *The Knee - A Comprehensive Review*. Singapore: World Scientific.
- SMITH, T. J. ; FERNIE, G. R. *Functional biomechanics of the spine*. *Spine*, v. 16, n. 10, p. 1197-1203, 1991.
- SOLLERO, R. (02 de Setembro de 2012). Acesso em 07 de Setembro de 2012, disponível em Usinagem Brasil: <http://www.usinagem-brasil.com.br/6632-impresao-3d-abre-portas-para-minirrevolucao-industrial/pa-1/>
- VACCARO, A. et al (2005). **Spinal Instrumentation**. New York: Thieme. 1330 pg
- VENDRAME, J. R. (2006). **Ensaio mecânicos e estudo histológico da interface dos implantes vertebrais**. Tese Doutorado . Ribeirão Preto.
- VILLARES METALS. (Julho de 2003). **Aço Inoxidável para Implantes Ortopédicos VI 138**. *Catálogo*.
- VOLPATO, Neri et al. (Ed.). **Prototipagem rápida: Tecnologias e aplicações**. São Paulo: Blucher, 2007. 266 pg.
- WEIDLE, C.M. **O comportamento da coluna vertebral sob tração mecânica**. 2004. 88 f. Dissertação de Mestrado em Educação Física. Universidade Federal do Paraná. 2004. Departamento de Educação Física, Setor de Ciências Biológicas.

10. ANEXO I – QUADRO DE COMPARAÇÕES DE PROTOTIPAGEM RÁPIDA
FONTE: VOLPATO, 2007

Processo	Baseados em Líquido			Baseados em sólido					Baseados em pó				
Características	SL	IJP PolyJet	IJP InVision	FDM	LOM	PLT	IJP Thermojet	IJP Benchtop	SLS	EOSINT	LENS	3DP	3DP ProMetal
Empresa	3DSystems	Objet	3DSystems	Stratasys	Cubic	Kira	3DSystems	Solidshape	3DSystems	EOS	Optomec	Zcorporation	ExOne
Custo inicial de aquisição	Alto	Médio	Baixo	Médio	Médio	Médio	Baixo	Baixo	Alto	Alto	Alto	Baixo	Médio
Custo de material	Alto	Alto	Médio	Alto	Baixo	Baixo	Alto	Alto	Médio	Médio	N/D	Médio	N/D
Custo do protótipo	Alto	Médio	Baixo	Médio-Alto	Baixo	Baixo	Médio	Médio-Alto	Alto	Alto	N/D	Baixo	N/D
Precisão	Alta	Média	Média	Média	Baixa	Baixa	Média-Alta	Alta	Média	Média	Baixa	Baixa	Baixa
Variedade dos materiais	Pequena	Pequena	Pequena	Média	Pequena	Pequena	Pequena	Pequena	Grande	Grande	Grande (metal)	Média	Pequena (metal)
Velocidade de construção	Média	Média	Alta	Baixa	Média-Alta	Média-Alta	Média-Alta	Baixa	Média	Média	Baixa	Alta	Alta
Resistência Mecânica	Média	Média	Baixa	Média	Média	Média	Baixa	Baixa	Alta	Alta	Alta	Baixa	Média
Cuidados especiais com ambiente de instalação	Resina tem certo nível de toxicidade; Manuseio da resina deixa sujeira; Ocupa muito espaço nos modelos maiores	Necessita de local para lavagem das peças e remoção do suporte	Necessita de forno para remoção do material de suporte	Gera um pouco de calor; Modelos dos equipamentos maiores necessitam de mais espaços	Ocupa muito espaço nos modelos maiores	N/D	Não-requer	Gera ruído devido à operação de fresamento	Gera muito calor; Gera pó em suspensão no manuseio; Ocupa muito espaço; Necessita fonte de nitrogênio; Gera ruído	Gera muito calor; Gera pó em suspensão no manuseio; Ocupa muito espaço; Gera ruído	Gera muito calor; Ocupa muito espaço; Gera ruído	Gera pó no ambiente no manuseio; Sujeira e odores na infiltração de resina; Necessita jateador e aspirador de ruído alto	Gera pó no ambiente no manuseio; Requer forno de alta temperatura para infiltração metálica; Acabamento superficial
Necessidade de suporte	Sim	Sim	Sim	Sim	Não	Não	Sim	Sim	Não	Não	Sim	Não	Não
Acabamento superficial	Excelente	Bom	Regular-Bom	Regular	Regular-Ruim	Regular-Ruim	Regular	Excelente	Bom	Bom	Regular-Ruim	Regular	Regular
Protótipos em cores	Sim. Duas cores translúcidas com resina especial	Não	Sim. Monocromáticas	Sim. Monocromáticas	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Não	Sim. Tom pastel	Não
Perda de material (Reutilização do material não processado)	Material do suporte é o mesmo da peça e não é reaproveitável. Reutilização parcial	Somente há perda do material do suporte.	Somente há perda do material do suporte.	Somente há perda do material do suporte.	Grande (Não permite reutilizar)	Grande (Não permite reutilizar)	Material do suporte é o mesmo da peça e não é reaproveitável.	Somente há perda do material do suporte.	Reutilização parcial	Reutilização parcial	Não há perda.	Não há perda. Reutilização total	Não há perda. Reutilização total
Necessidade de pós-processamento	Sim. Pós cura em forno e retirada de suportes	Sim. Retirada de suporte	Sim. Retirada de suporte	Sim. Retirada de suporte	Sim. Retirada de suporte, lixamento e selamento superficial	Sim. Retirada de suporte, lixamento e selamento superficial	Sim. Retirada de suporte	Sim. Retirada de suporte	Sim. Jateamento com ar e micro-esferas de vidro	Sim. Jateamento com ar	Sim. Retirada de suporte, lixamento e selamento superficial (usinagem, lixamento e polimento)	Sim. Jateamento de ar e infiltração com resina	Sim. Infiltração metálica; Acabamento superficial (usinagem, lixamento, polimento)
Tamanho máximo das peças	508 x 508 x 548mm	336 x 326 x 200mm	298 x 185 x 203mm	600 x 500 x 600mm	813 x 559 x 508mm	400 x 280 x 300mm	250 x 204 x 204mm	304 x 152 x 152mm	381 x 330 x 457mm	700 x 380 x 580mm	1500 x 900 x 900mm	508 x 609 x 406mm	1500 x 750 x 700mm

11. APENDICE I – Quadro do estudo de valores da fabricação do conjunto de instrumentais “Clipador tipo Persuader”

02.73.01.00002	Clipador Tipo Persuader				
	24.43.24.00000 - Corpo - Clipador Tipo				
Persuader					
	Matéria Prima		Qtde.		
	22.06.01.02222 - Aço V630 Diam. 22,22 MM	KG	0,49	R\$	14,19
	Total			R\$	14,19
	Processos	Maquina	Tempo	Valor total	
	Cortar M.P.	Serra	0,05	R\$	0,89
	Tornear	Torno Convencional	1,00	R\$	28,82
	Tornear CNC	Torno CNC	1,00	R\$	34,28
	Elétro-Erosão a Fio	Eletro Erosão	1,75	R\$	98,54
	Fresar	Fresadora	0,37	R\$	13,25
	Dar Elétro-Brilho	Tanque	0,37	R\$	8,79
	Pré-Acabamento	Politriz Bancada	0,32	R\$	9,25
	Armazenar Componente	Almoxarifado	0,05	R\$	0,89
	Total		4,90	R\$	194,72
	24.51.00.00001 - Encaixe p/ Parafuso -				
Clipador Tipo Persuader					
	Matéria prima		Qtde.		
	22.06.01.01270 - Aço V630 Diam. 12,7 MM	KG	0,02	R\$	0,53
	Total			R\$	0,53
	Processos	Maquina	Tempo	Valor total	
	Cortar M.P.	Serra	0,05	R\$	0,89
	Tornear CNC	Torno CNC	0,20	R\$	6,86
	Fresar CNC	Centro de Usinagem	0,50	R\$	20,19
	Pré-Acabamento	Politriz Bancada	0,05	R\$	1,46
	Armazenar Componente	Almoxarifado	0,05	R\$	0,89
	Total		0,85	R\$	30,29
02.73.01.00002	Clipador Tipo Persuader				
	Separar Semi Acab.	Bancada Almoxarifado	0,05	R\$	0,89
	Ajustar/Soldar	Bancada Ajustagem	0,32	R\$	9,96
	Fresar	Fresadora		R\$	7,53

		0,21		
Tratamento Térmico - Aço V630	Forno Eletrico	1,00	R\$	31,45
Medir Dureza	Durometro Cabine de	0,05	R\$	1,85
Jatear	Jateamento	0,18	R\$	4,20
Dar Eléto-Brilho	Tanque	0,14	R\$	3,30
Dar Acabamento	Politriz	0,16	R\$	4,58
Lavar	Tanque	0,10	R\$	2,40
Inspecionar	Bancada C.Q.	0,10	R\$	3,53
Total		2,29	R\$	69,68
02.73.01.00003 Acessório nr01 para Clipador tipo Persuader				
Matéria prima		Qtde.		
22.06.01.01905 - Aço V630 Diam. 3/4"	KG	0,34	R\$	9,78
Total			R\$	9,78
Processos	Maquina	Tempo	Valor total	
Cortar M.P.	Serra	0,17	R\$	2,98
Tornear	Torno Convencional	0,92	R\$	26,42
Tornear CNC	Torno CNC	1,80	R\$	61,80
Tratamento Térmico - Aço V630	Forno Eletrico	1,00	R\$	31,45
Medir Dureza	Durometro Cabine de	0,05	R\$	1,85
Jatear	Jateamento	0,33	R\$	7,79
Dar Eléto-Brilho	Tanque	0,10	R\$	2,40
Dar Acabamento	Politriz	0,10	R\$	2,92
Lavar	Tanque	0,10	R\$	2,40
Inspecionar	Bancada C.Q.	0,10	R\$	3,53
Total Horas:		4,61	R\$	143,54
02.73.01.00004 Acessório nr02 para Clipador tipo Persuader				
Matéria prima		Qtde.		
22.06.01.02857 - Aço V630 Diam. 28,57 MM	KG	0,84	R\$	26,13
Total			R\$	26,13
Processos	Maquina	Tempo	Valor total	
Cortar M.P.	Serra		R\$	4,47

			0,25		
Tornear	Torno Convencional	1,00	R\$	28,82	
Fresar	Fresadora	0,45	R\$	16,26	
Tratamento Térmico - Aço V630	Forno Eletrico	1,00	R\$	31,45	
Medir Dureza	Durometro	0,05	R\$	1,85	
Elétro-Erosão a Fio	Eletro Erosão Cabine de	6,05	R\$	340,68	
Jatear	Jateamento	0,07	R\$	1,60	
Dar Elétro-Brilho	Tanque	0,07	R\$	1,60	
Dar Acabamento	Politriz	0,15	R\$	4,38	
Lavar	Tanque	0,08	R\$	2,00	
Inspecionar	Bancada C.Q.	0,13	R\$	4,71	
Total Horas:		9,30	R\$	437,81	
02.73.01.00005 - Acessório nr03 para Clipador tipo Persuader					
24.60.02.00003 - Manipulo 5 Pontas					
Matéria prima					
22.20.02.00134 - Propilux Azul Escuro Ø					
1.3/4"	KG	0,46	R\$	54,86	
Total			R\$	54,86	
Processos	Maquina	Tempo	Valor total		
Cortar M.P.	Serra	0,05	R\$	0,89	
Tornear CNC	Torno CNC	0,22	R\$	7,43	
Fresar	Fresadora	0,25	R\$	9,03	
Pré-Acabamento	Politriz	0,08	R\$	2,43	
Armazenar Componente	Bancada Almojarifado	0,05	R\$	0,89	
Total		0,65	R\$	20,68	
24.32.01.00002 - Bucha Rosca Quadrada -					
Acessorio 03 p/ Clipador					
Matéria prima					
22.06.01.02857 - Aço V630 Diam. 28,57 MM					
	KG	1,08	R\$	32,52	
Total			R\$	32,52	
Processos	Maquina	Tempo	Valor total		
Cortar M.P.	Serra	0,22	R\$	3,87	
Tornear CNC	Torno CNC	1,62	R\$	55,42	

Tornear	Torno Convencional	0,17	R\$	4,80
Tratamento Térmico - Aço V630	Forno Eletrico	1,00	R\$	31,45
Medir Dureza	Durometro Cabine de	0,05	R\$	1,85
Jatear	Jateamento	0,08	R\$	2,00
Dar Elétro-Brilho	Tanque	0,17	R\$	4,00
Pré-Acabamento	Politriz Bancada	0,05	R\$	1,46
Armazenar Componente	Almoxarifado	0,05	R\$	0,89
Total		3,40	R\$	105,74
02.73.01.00005 Acessório nr03 para Clipador tipo Persuader				
Separar Semi Acab.	Bancada Almoxarifado	0,05	R\$	0,89
Ajustar/Montar	Bancada Ajustagem	0,18	R\$	5,77
Dar Acabamento	Politriz	0,07	R\$	1,95
Lavar	Tanque	0,08	R\$	2,00
Inspecionar	Bancada C.Q.	0,07	R\$	2,36
Total Horas:		0,45	R\$	12,96
02.73.01.00006 Acessório nr04 para Clipador tipo Persuader				
24.32.01.00003 - Bucha Rosca Quadrada -				
Acessorio 04 p/ Clipador				
Matéria prima		Qtde.		
22.06.01.01905 - Aço V630 Diam. 3/4"	KG	0,04	R\$	1,15
Total			R\$	1,15
Processos	Maquina	Tempo	Valor total	
Cortar M.P.	Serra	0,22	R\$	3,87
Tornear CNC	Torno CNC	1,62	R\$	55,42
Tornear	Torno Convencional	0,17	R\$	4,80
Tratamento Térmico - Aço V630	Forno Eletrico	1,00	R\$	31,45
Medir Dureza	Durometro Cabine de	0,05	R\$	1,85
Jatear	Jateamento	0,08	R\$	2,00
Dar Elétro-Brilho	Tanque	0,17	R\$	4,00
Pré-Acabamento	Politriz	0,05	R\$	1,46
Armazenar Componente	Bancada		R\$	0,89

		Almoxarifado	0,05		
	Total		3,40	R\$	105,74
	24.60.02.00004 - Manipulo De Proteção				
	Matéria prima		Qtde.		
1.3/4"	22.20.02.00134 - Propilux Azul Escuro Ø				
		KG	0,10	R\$	11,93
	Total			R\$	11,93
	Processos	Maquina	Tempo	Valor total	
	Cortar M.P.	Serra	0,05	R\$	0,89
	Tornear CNC	Torno CNC	0,22	R\$	7,43
	Fresar	Fresadora	0,25	R\$	9,03
	Pré-Acabamento	Politriz	0,08	R\$	2,43
	Armazenar Componente	Bancada			
		Almoxarifado	0,05	R\$	0,89
	Total		0,65	R\$	20,68
	02.73.01.00006 Acessório nr04 para Clipador tipo Persuader				
	Processos	Maquina	Tempo	Valor total	
	Separar Semi Acab.	Bancada			
		Almoxarifado	0,05	R\$	0,89
	Ajustar/Montar	Bancada			
		Ajustagem	0,14	R\$	4,46
	Dar Acabamento	Politriz	0,05	R\$	1,46
	Lavar	Tanque	0,10	R\$	2,40
	Inspecionar	Bancada C.Q.	0,05	R\$	1,77
	Total Horas:		0,39	R\$	10,97
	Total Processo		30,90	R\$	1.188,3
	Total Materia prima			R\$	151,07

12. APENDICE II - Estudo de valores da prototipagem rápida do conjunto de instrumentais “Clipador tipo Persuader”

Acessório nº 01 – antes do processamento

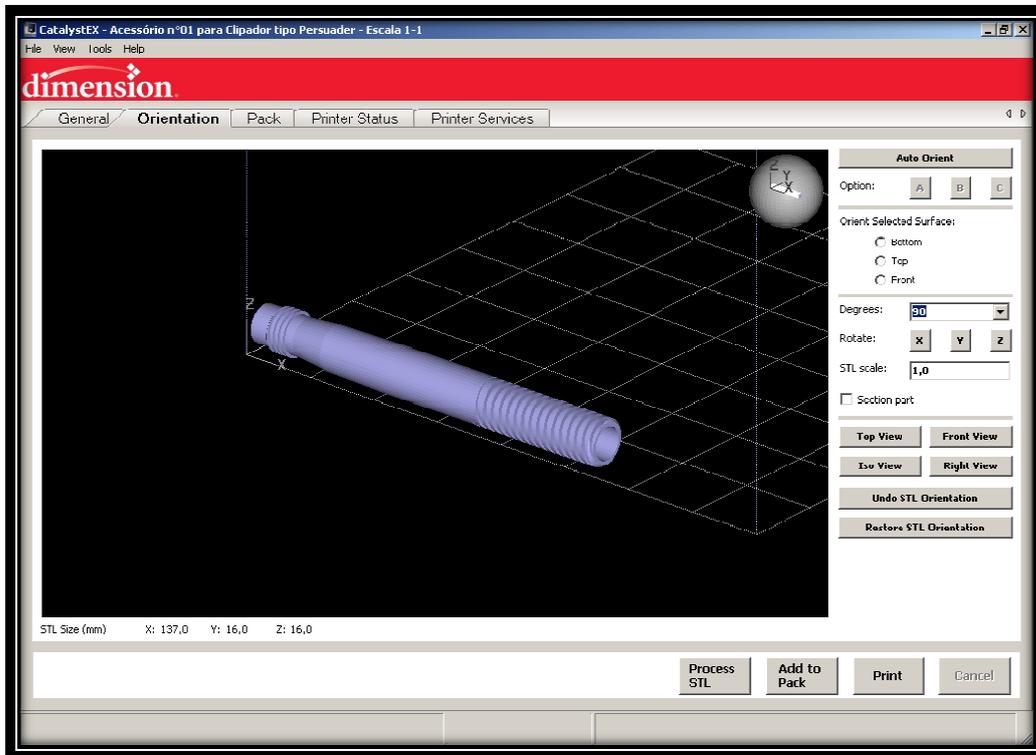


Figura 26 - Acessório nº01 Pré-processamento - ISO VIEW

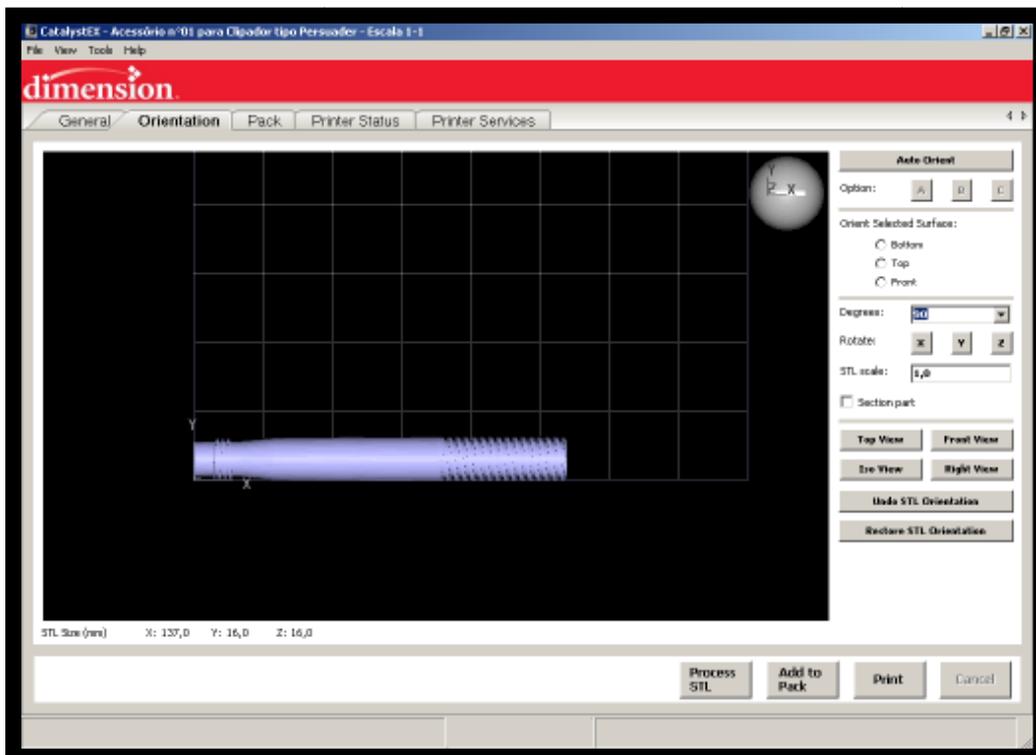


Figura 27 - Acessório nº01 Pré-processamento – TOP VIEW

Acessório nº 01 – depois do processamento

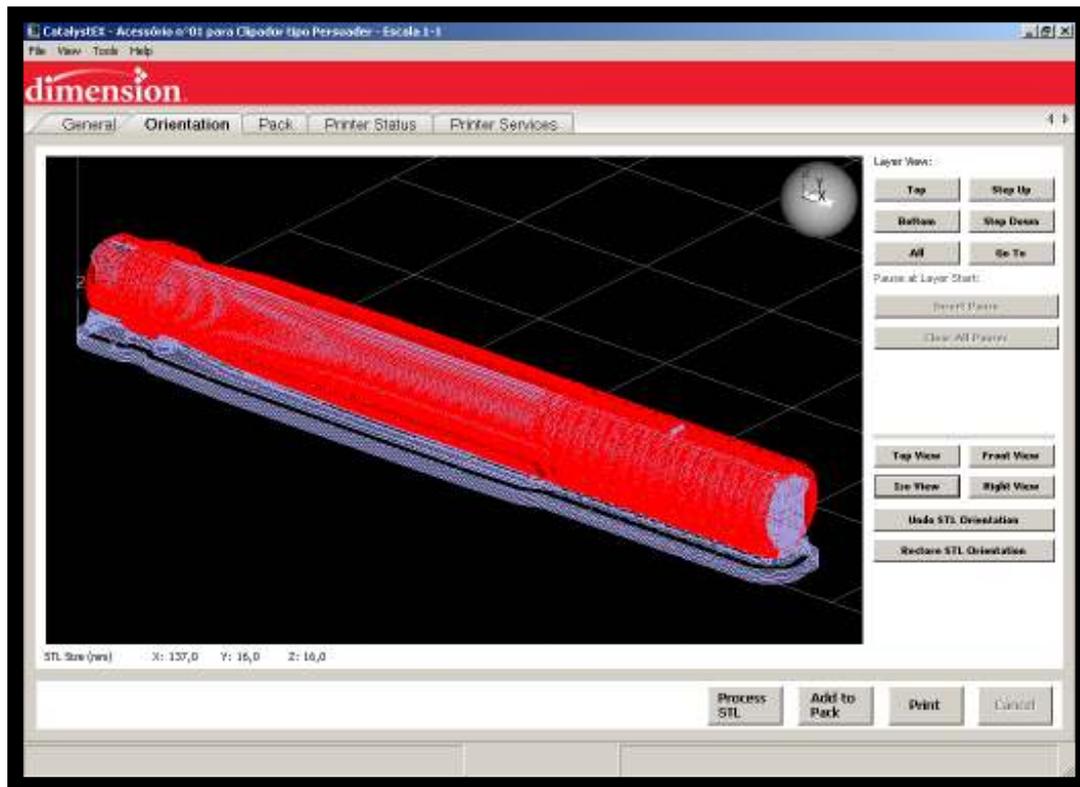


Figura 28 - Acessório nº01 Pós-processamento - ISO VIEW

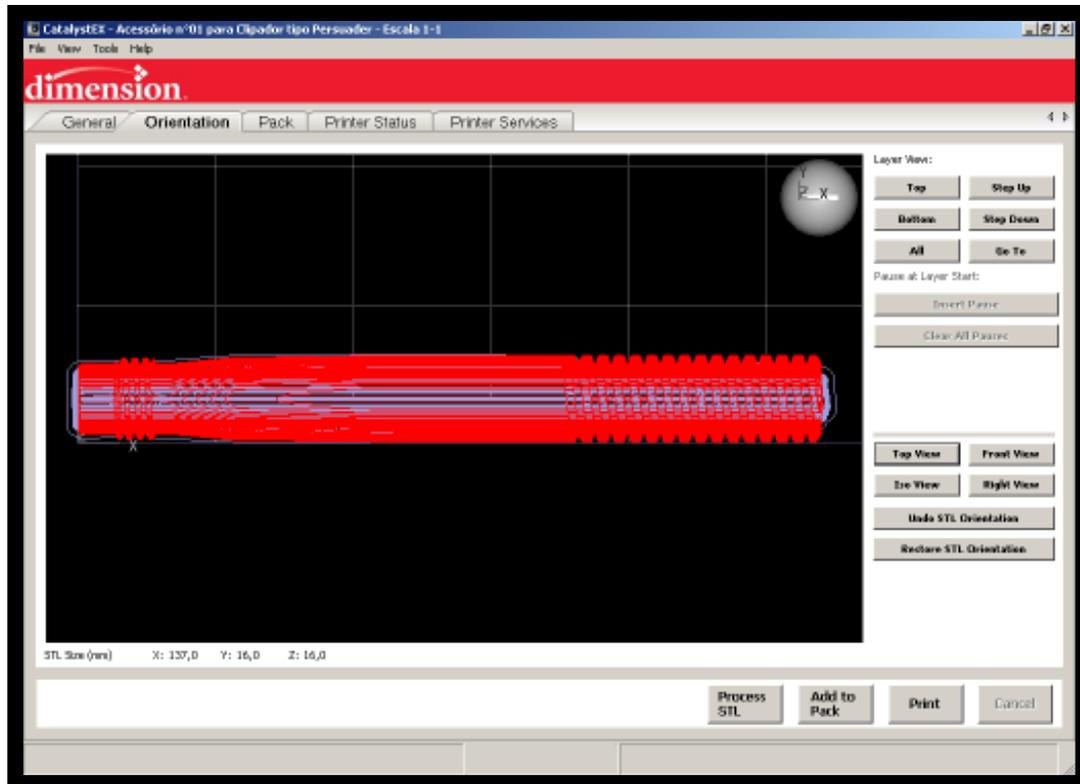


Figura 29 - Acessório nº01 Pós-processamento – TOP VIEW

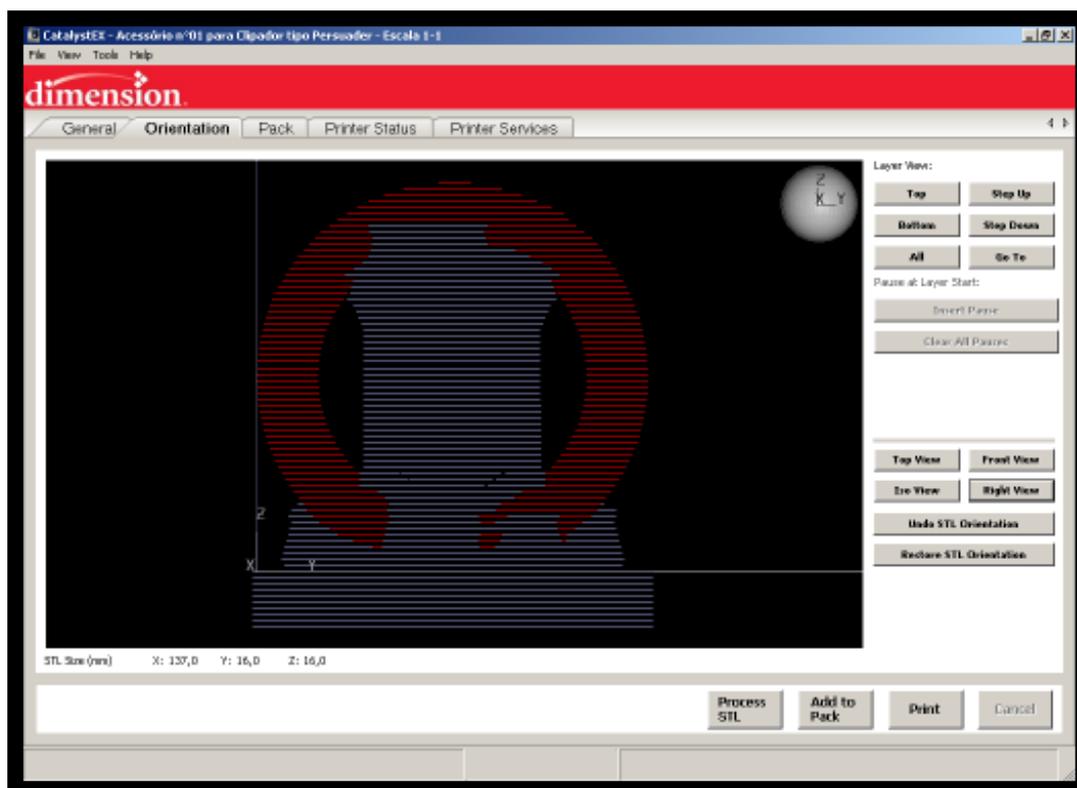


Figura 30 - Acessório nº01 Pós-processamento – RIGHT VIEW



Figura 31 - Acessório nº01 - Protótipo rápido

Tempo de processamento: 23min

Modelo consumido: 1,62cm³

Custo: R\$2,60

Suporte consumido: 1,69cm³

Custo: R\$2,71

NOTA: Os custos já envolvem valores de operador e energia elétrica das máquinas.

Acessório nº 02 – antes do processamento

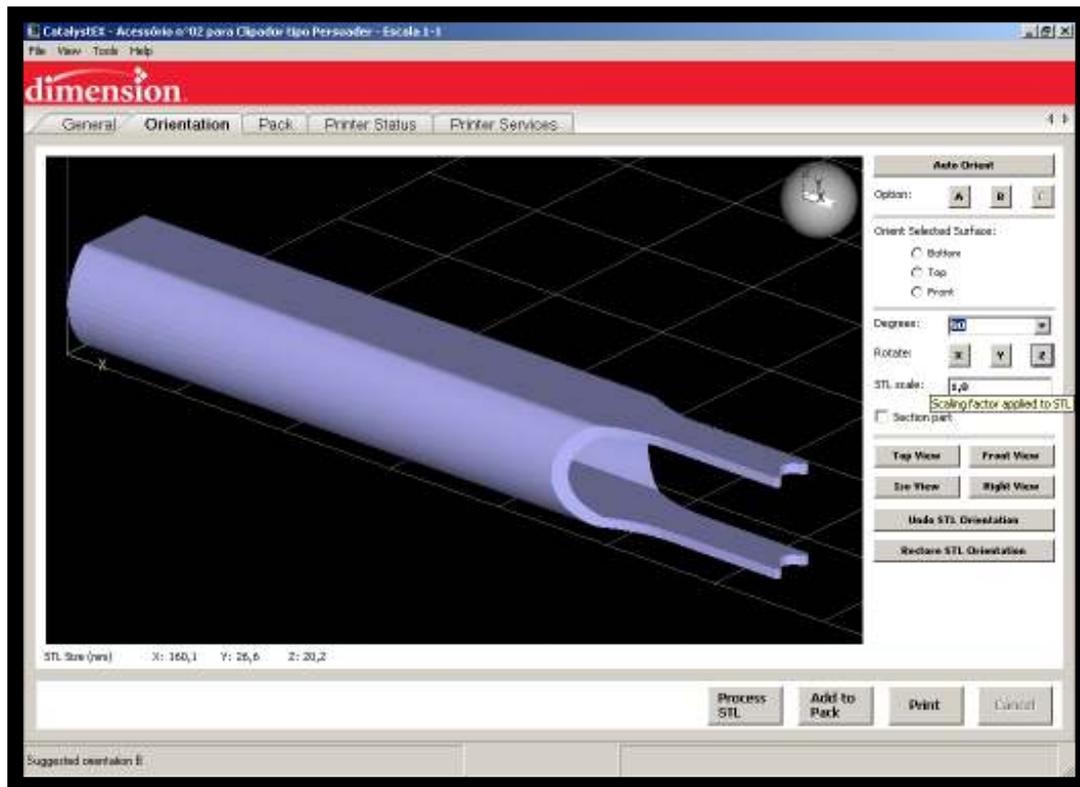


Figura 32 - Acessório nº02 Pré-processamento – ISO VIEW

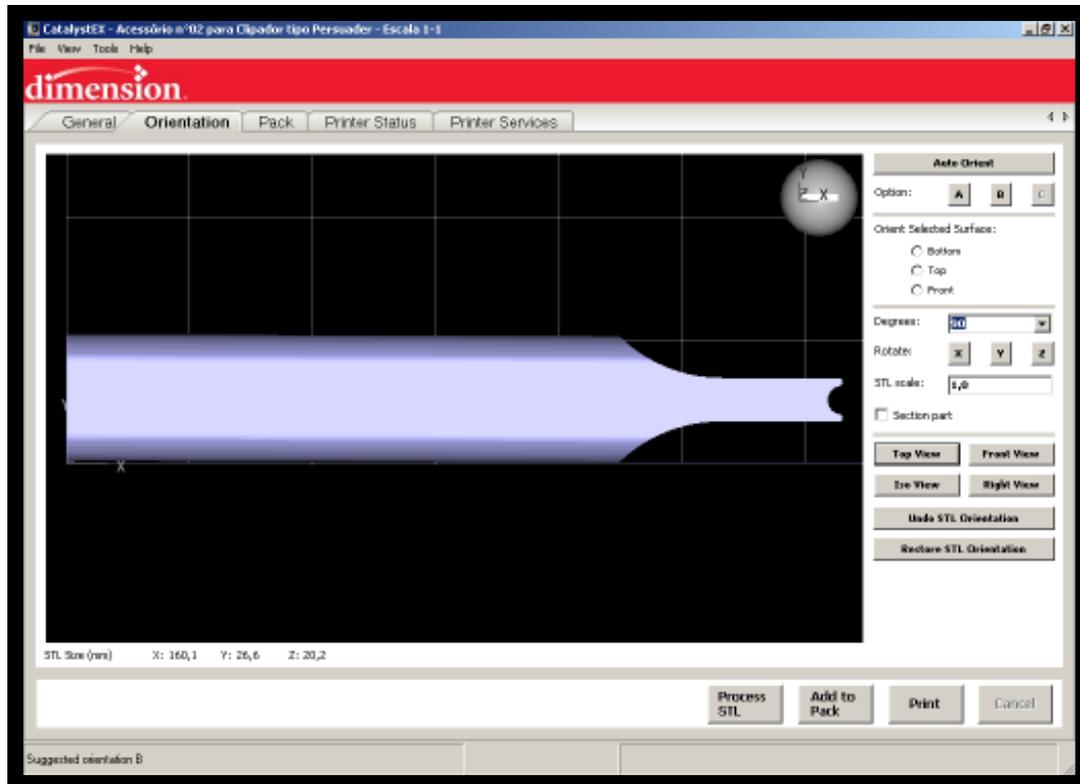


Figura 33- Acessório nº02 Pré-processamento – TOP VIEW

Acessório nº 02 – depois do processamento

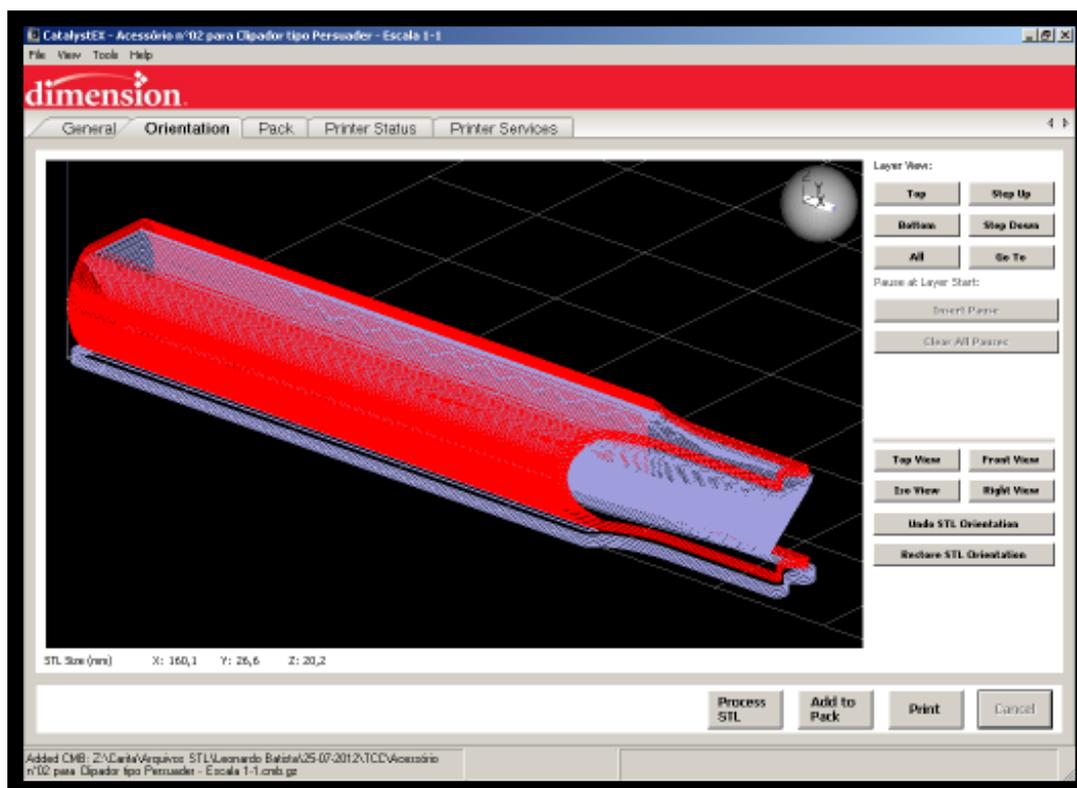


Figura 34 - Acessório nº02 Pós-processamento – ISO VIEW

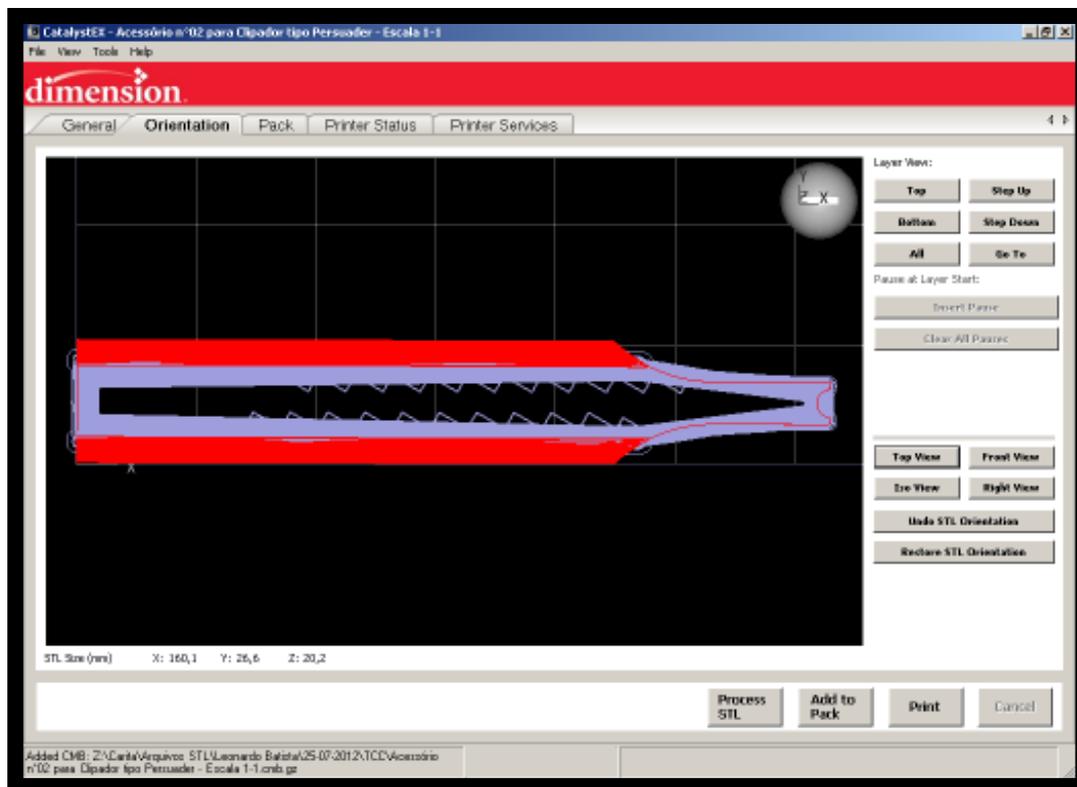


Figura 35 - Acessório nº02 Pós-processamento – TOP VIEW

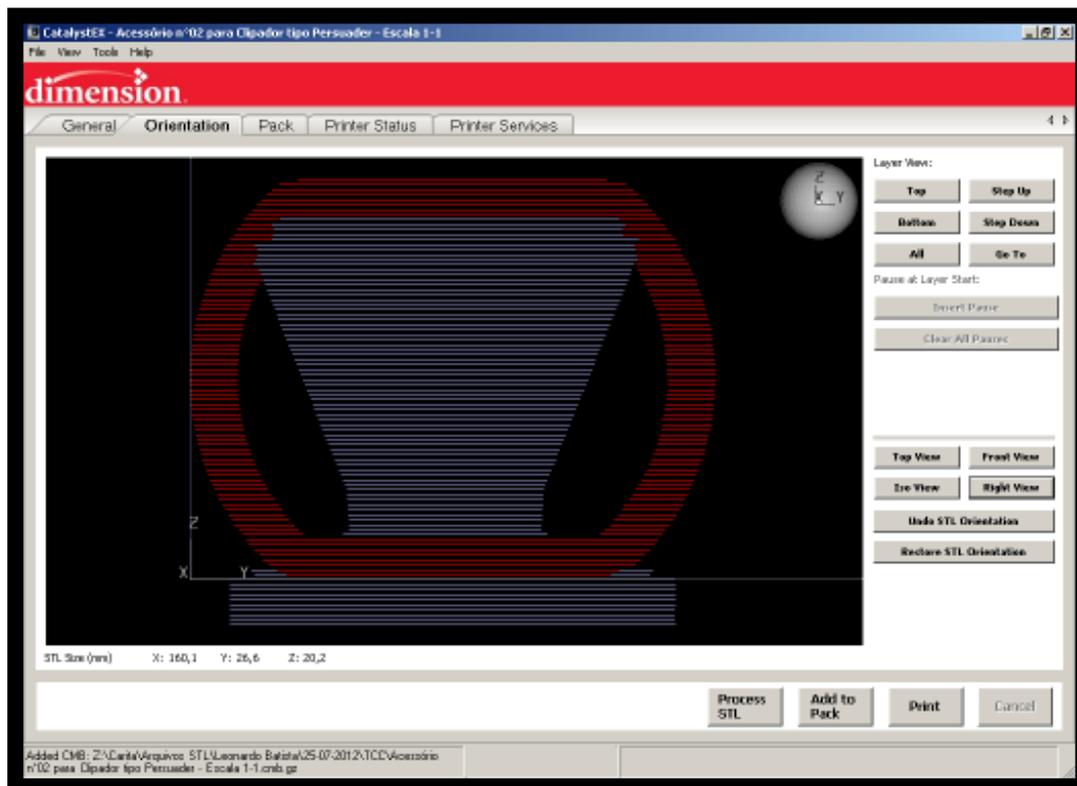


Figura 36 - Acessório nº02 Pós-processamento – RIGHT VIEW



Figura 37 - Acessório nº02 - Protótipo rápido

Tempo de processamento: 36min

Modelo consumido: 2,52cm³

Custo: R\$4,04

Suporte consumido: 3,79cm³

Custo: R\$6,07

NOTA: Os custos já envolvem valores de operador e energia elétrica das máquinas.

Acessório nº 03 – antes do processamento

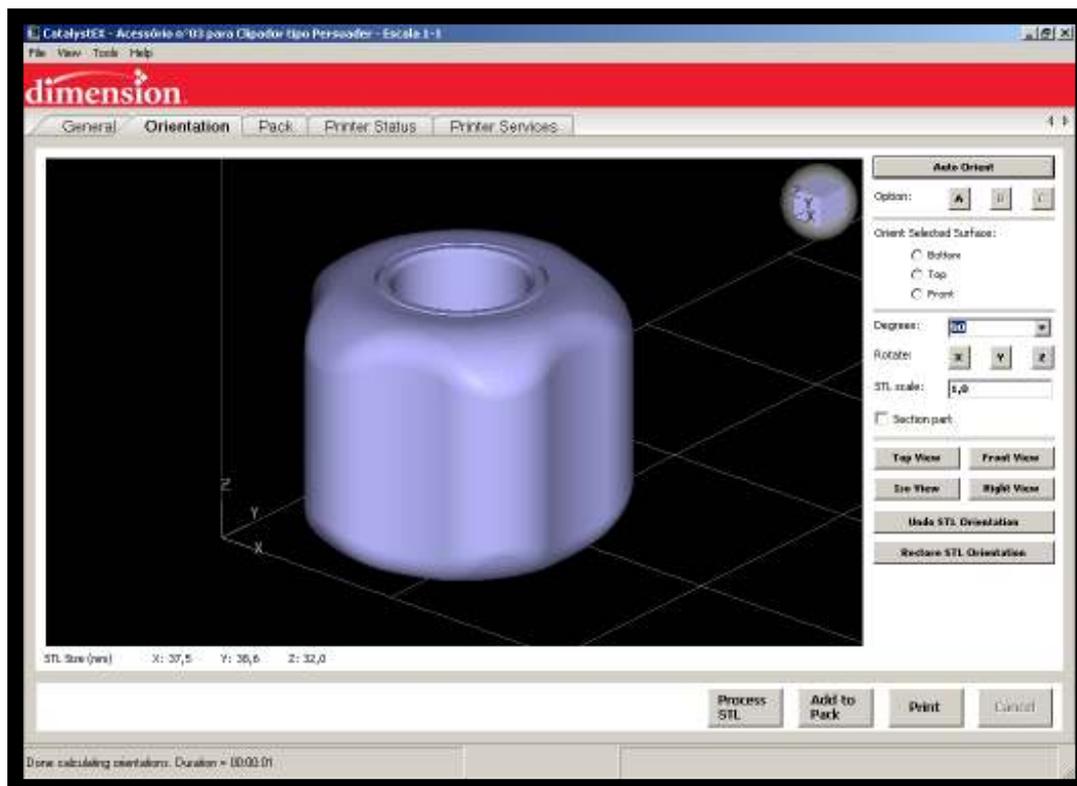


Figura 38 - Acessório nº03 Pré-processamento – ISO VIEW

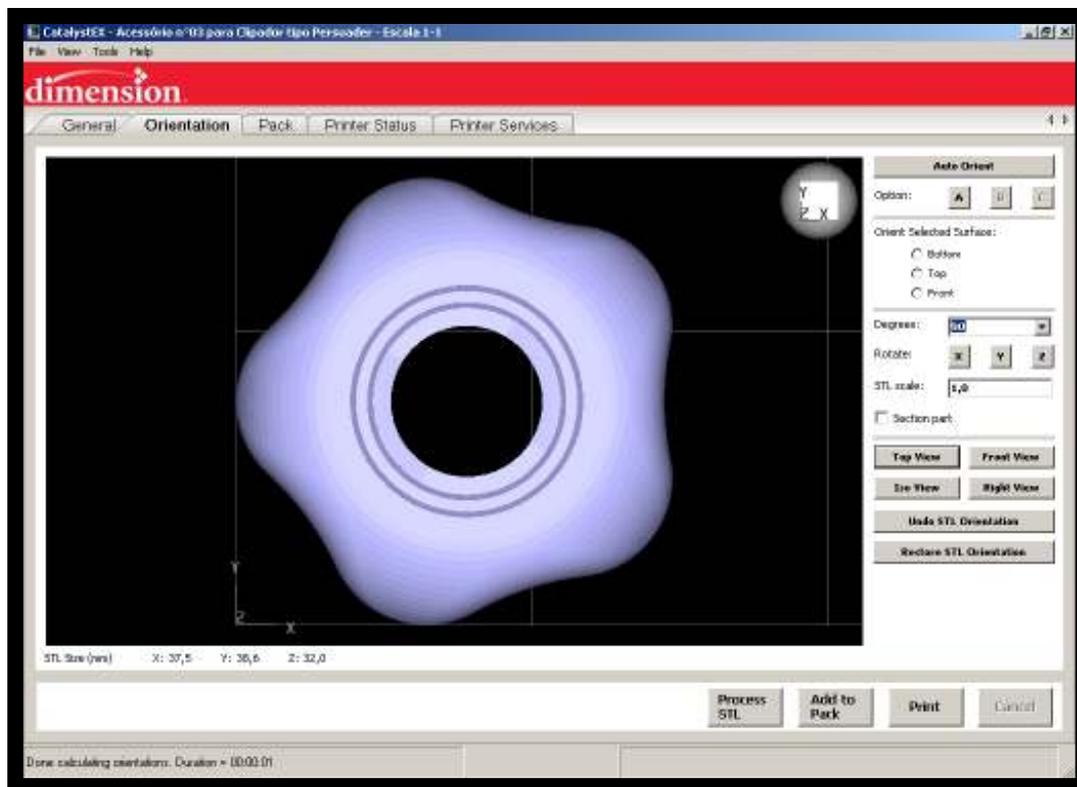


Figura 39 - Acessório nº03 Pré-processamento – TOP VIEW

Acessório nº 03 – depois do processamento

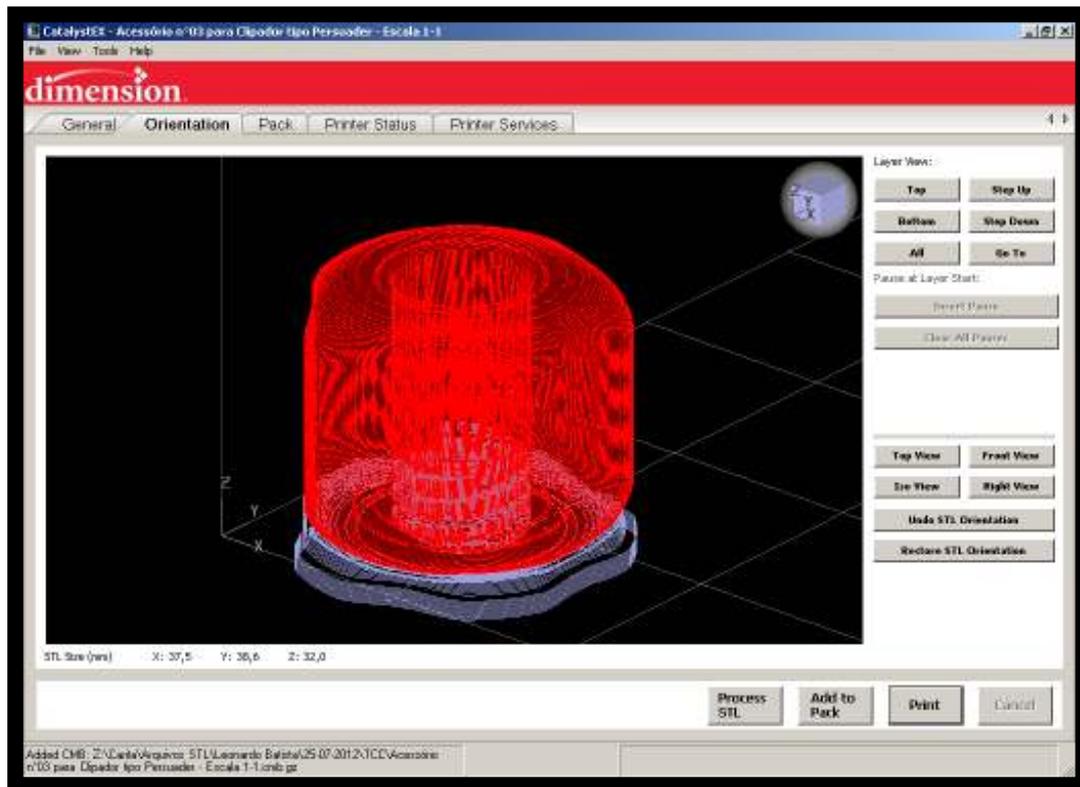


Figura 40 - Acessório nº03 Pós-processamento – ISO VIEW

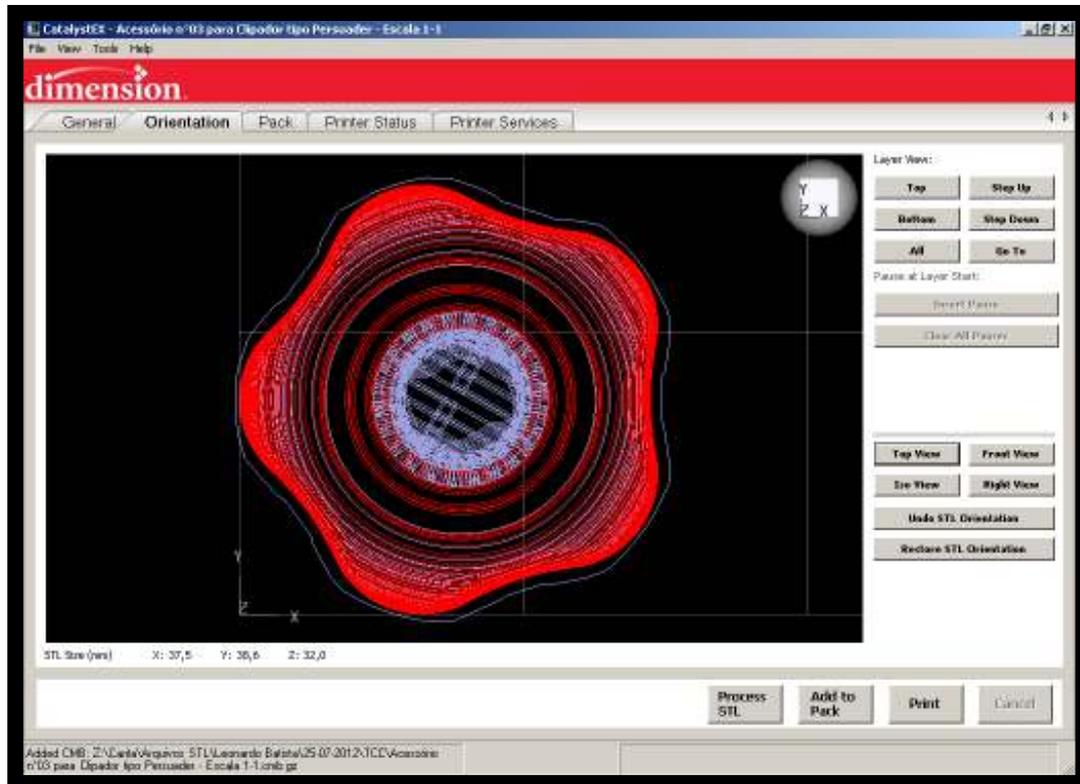


Figura 41 - Acessório nº03 Pós-processamento – TOP VIEW

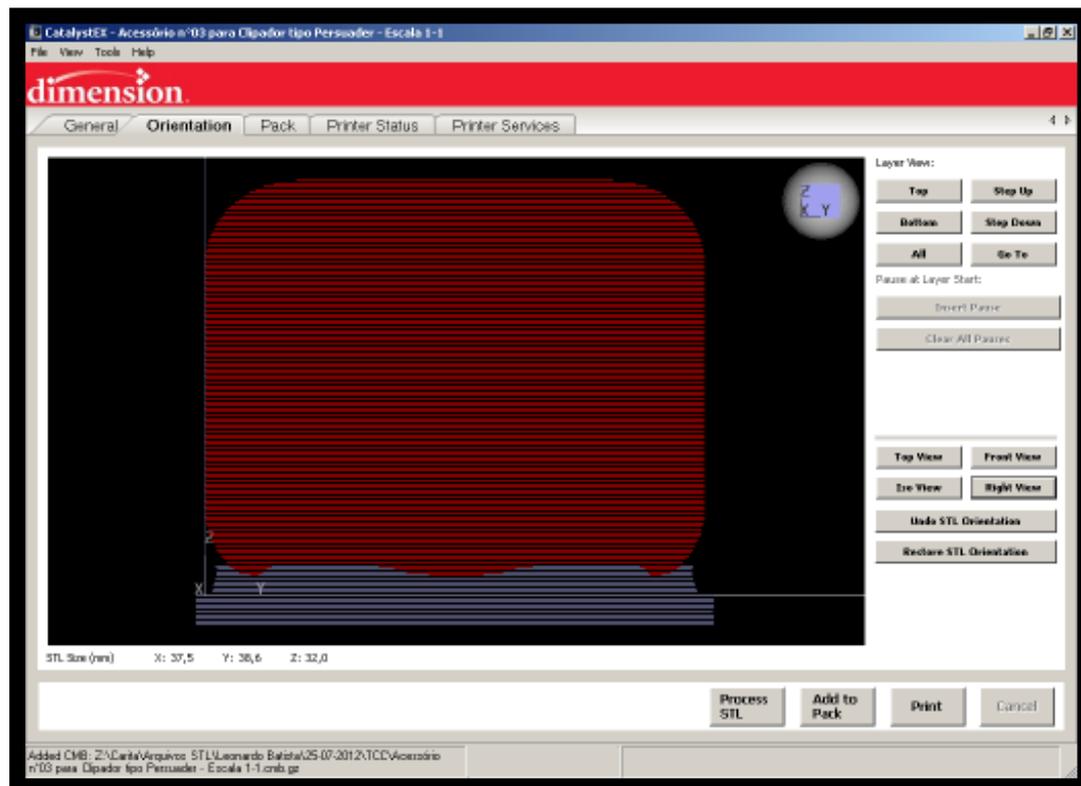


Figura 42 - Acessório nº03 Pós-processamento – RIGHT VIEW

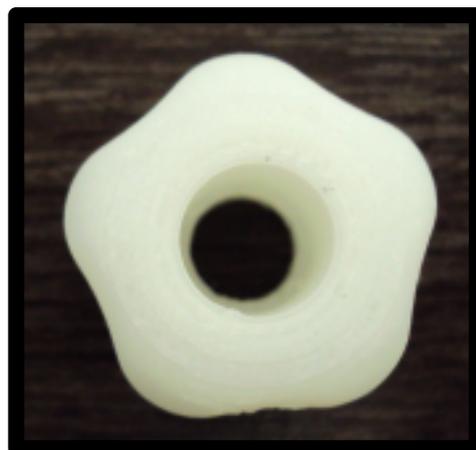


Figura 43 - Acessório nº03 - Protótipo rápido

Tempo de processamento: 28min

Modelo consumido: 2,58cm³

Custo: R\$4,13

Suporte consumido: 0,57cm³

Custo: R\$0,91

NOTA: Os custos já envolvem valores de operador e energia elétrica das máquinas.

Acessório nº 04 – antes do processamento

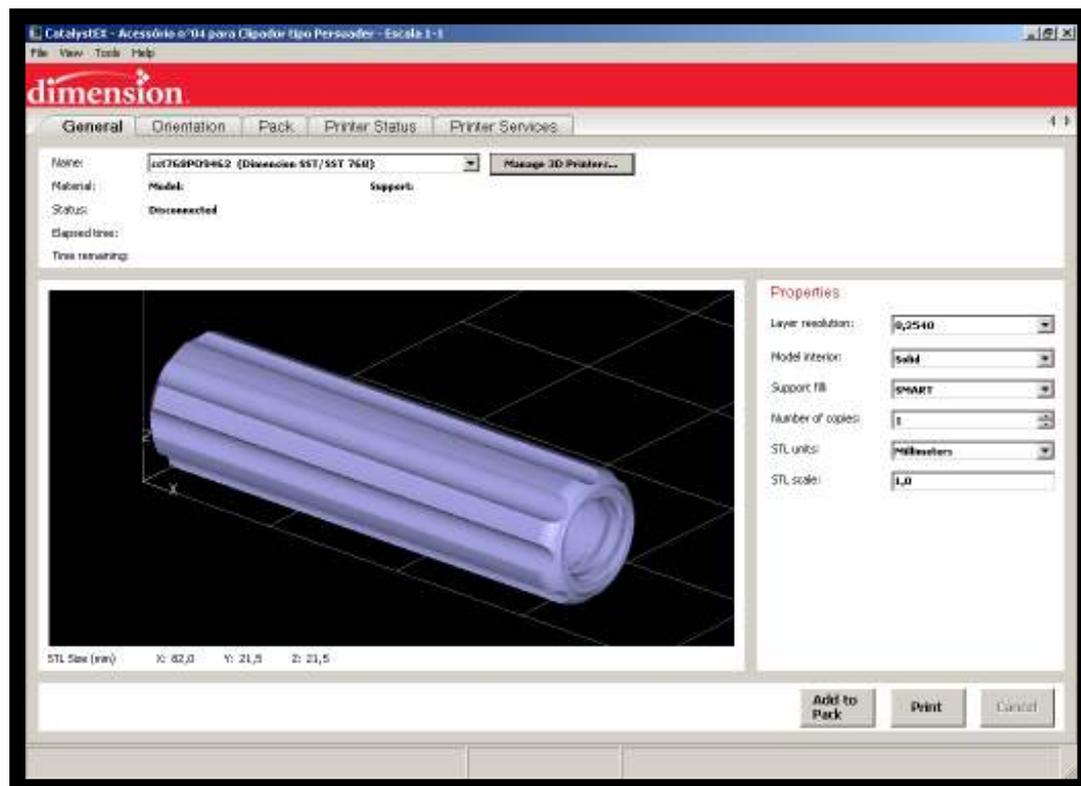


Figura 44 - Acessório nº04 Pré-processamento – ISO VIEW

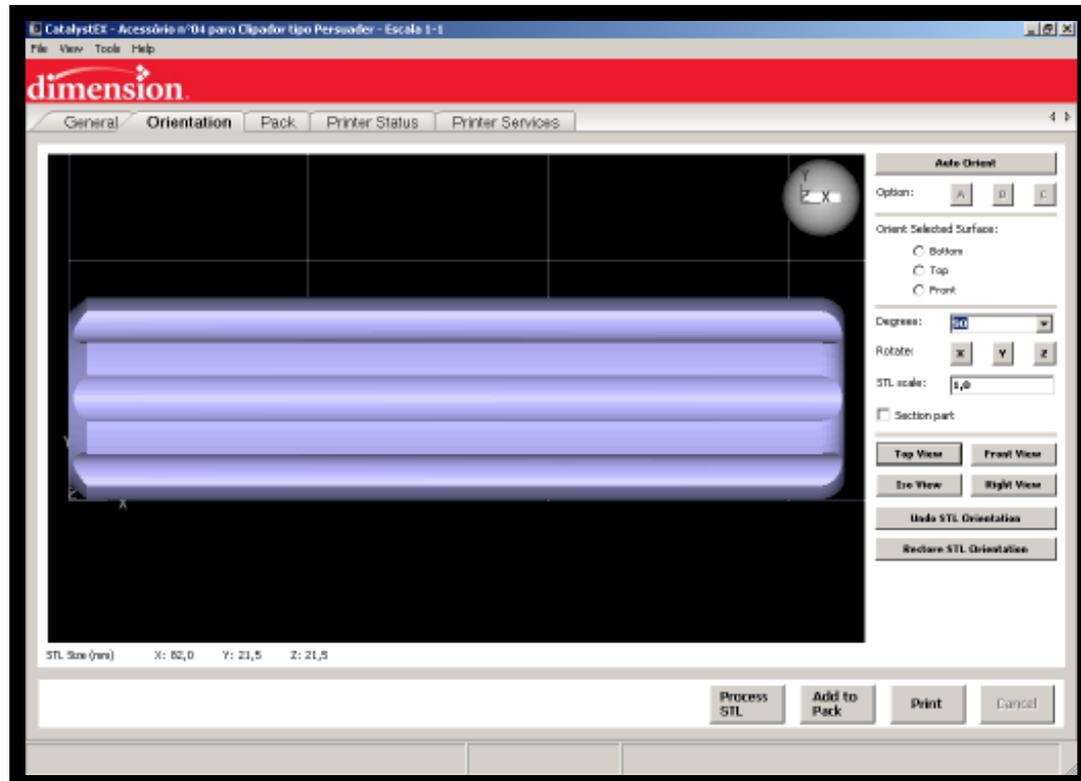


Figura 45 - Acessório nº04 Pré-processamento – TOP VIEW

Acessório nº 04 – depois do processamento

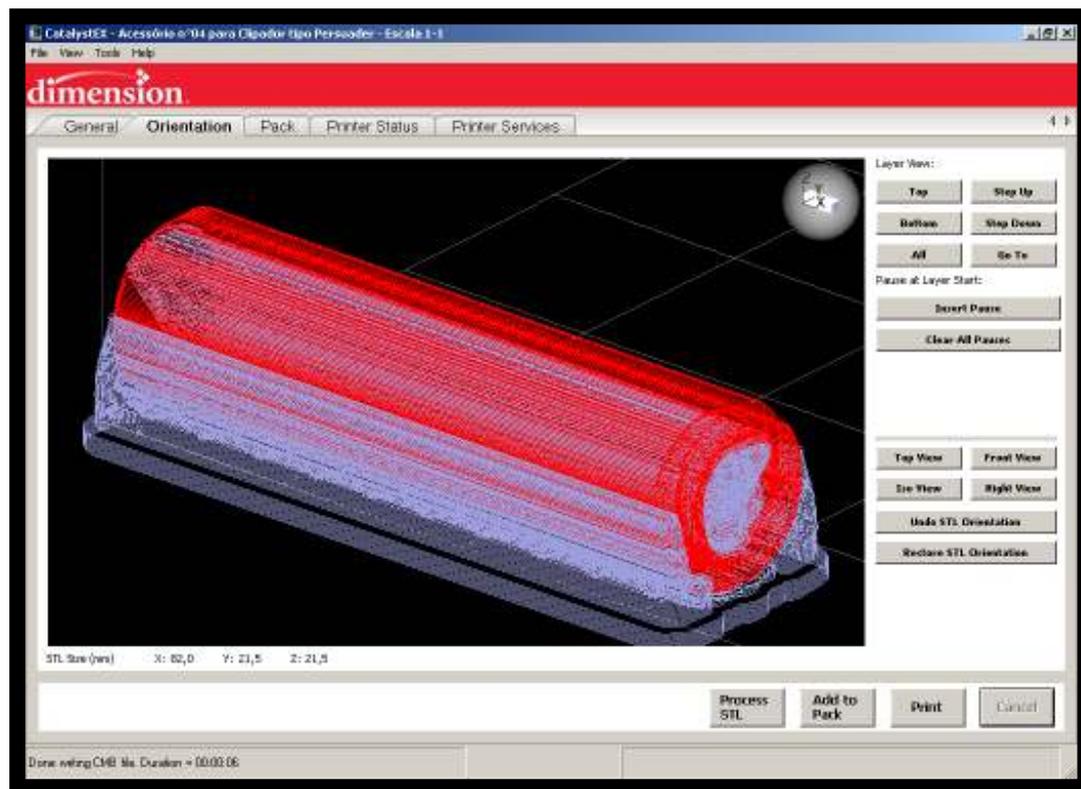


Figura 46 - Acessório nº04 Pós-processamento – ISO VIEW

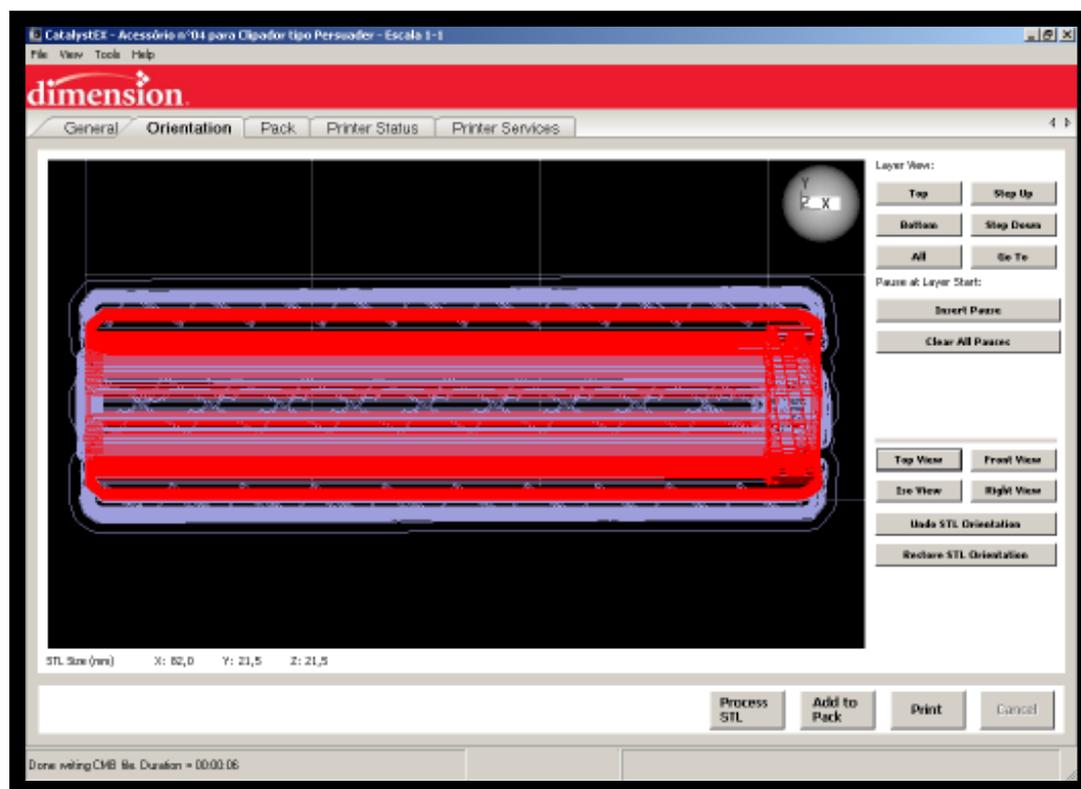


Figura 47 - Acessório nº04 Pós-processamento – TOP VIEW

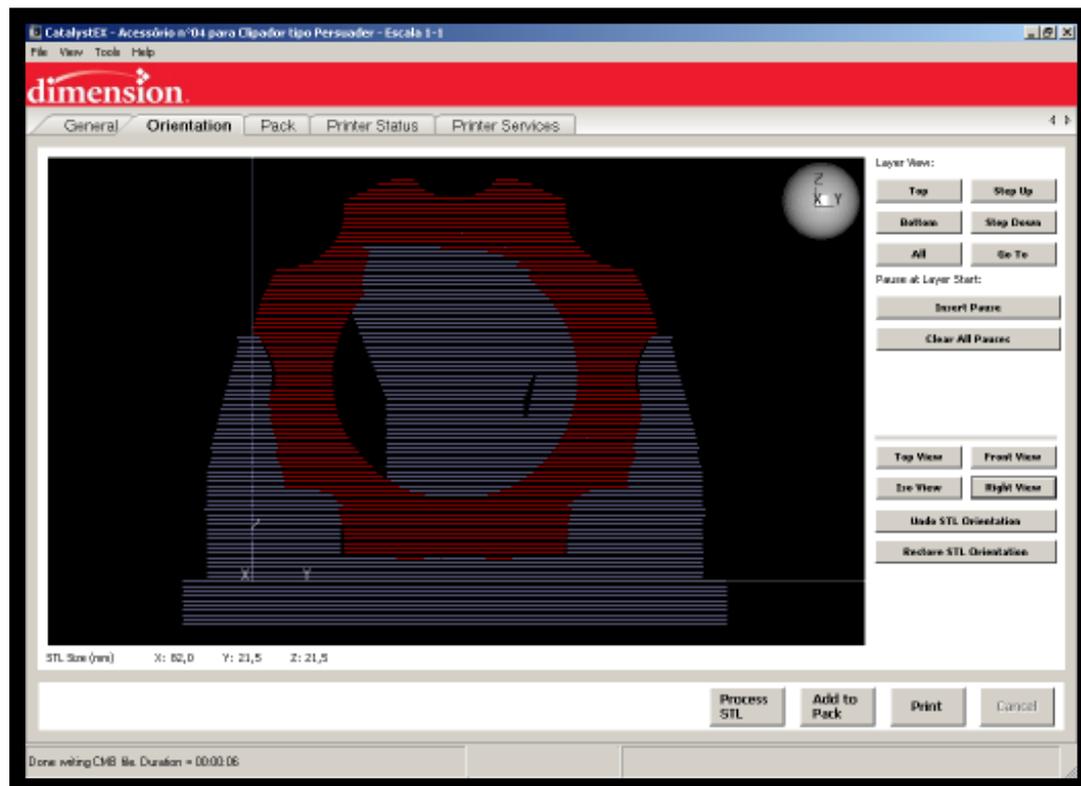


Figura 48 - Acessório nº04 Pós-processamento – RIGHT VIEW



Figura 49 - Acessório nº04 - Protótipo rápido

Tempo de processamento: 24min

Modelo consumido: 1,51cm³

Custo: R\$2,42

Suporte consumido: 2,06cm³

Custo: R\$3,30

NOTA: Os custos já envolvem valores de operador e energia elétrica das máquinas.

Clipador – antes do processamento

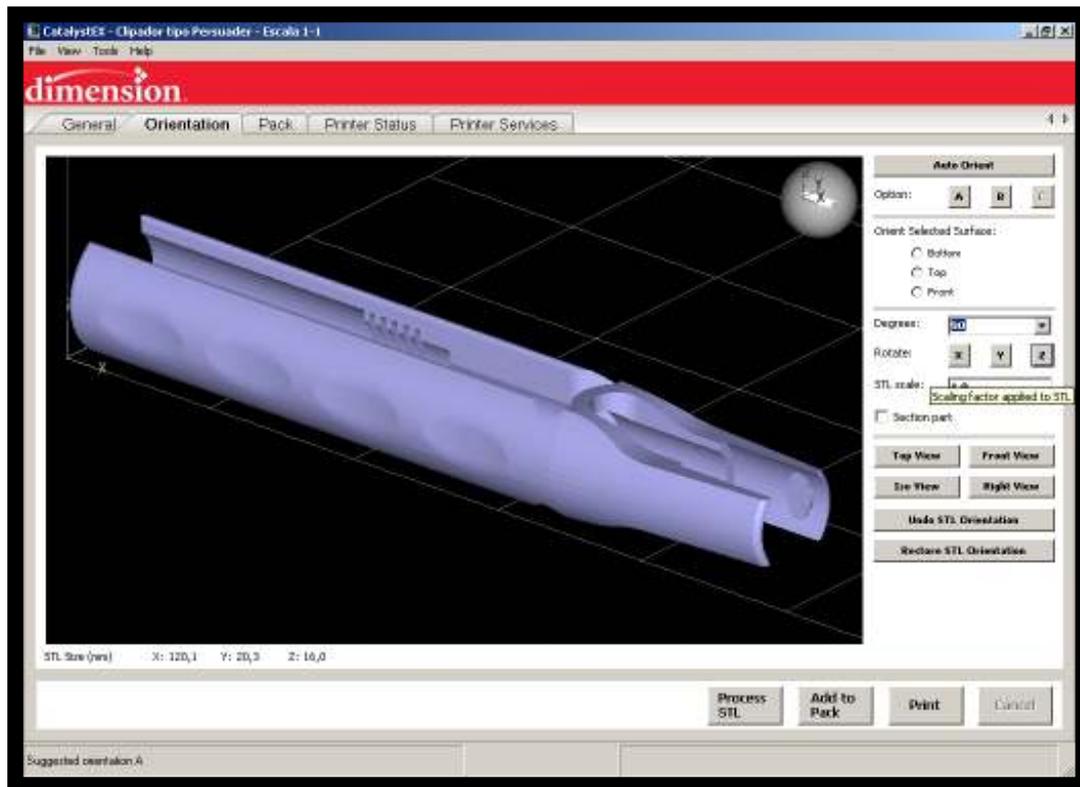


Figura 50- Clipador tipo Persuader - Pré-processamento – ISO VIEW

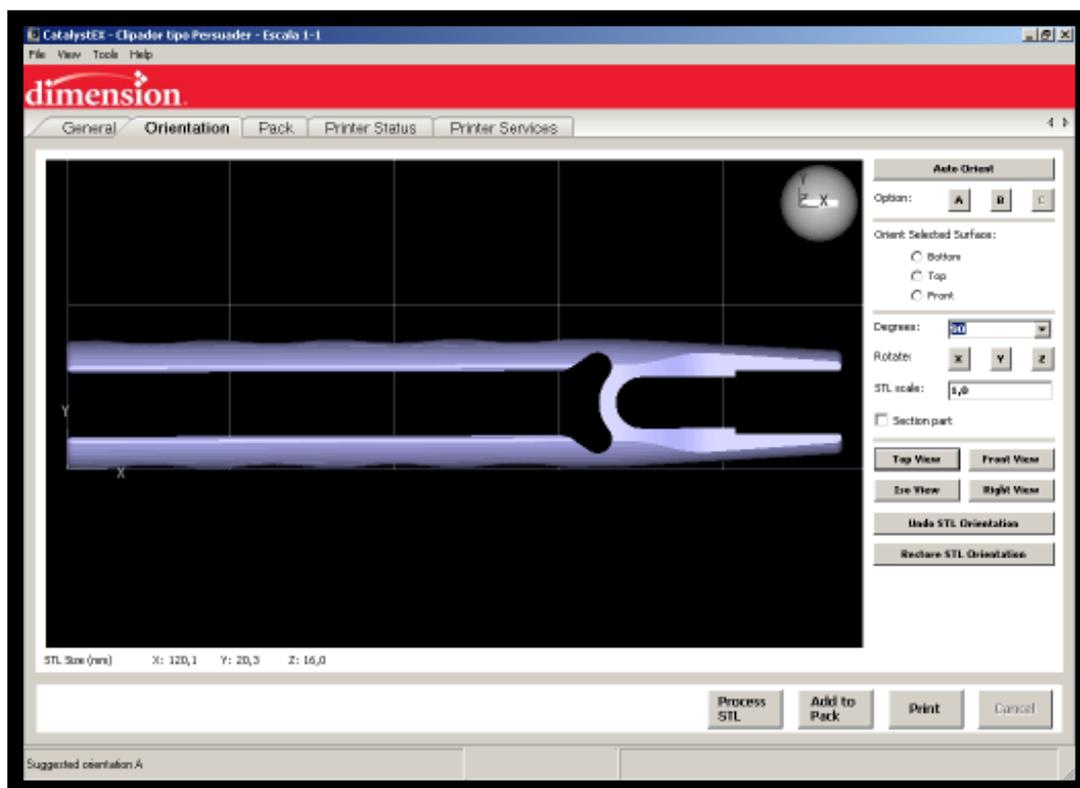


Figura 51- Clipador tipo Persuader - Pré-processamento – TOP VIEW

Clipador – depois do processamento

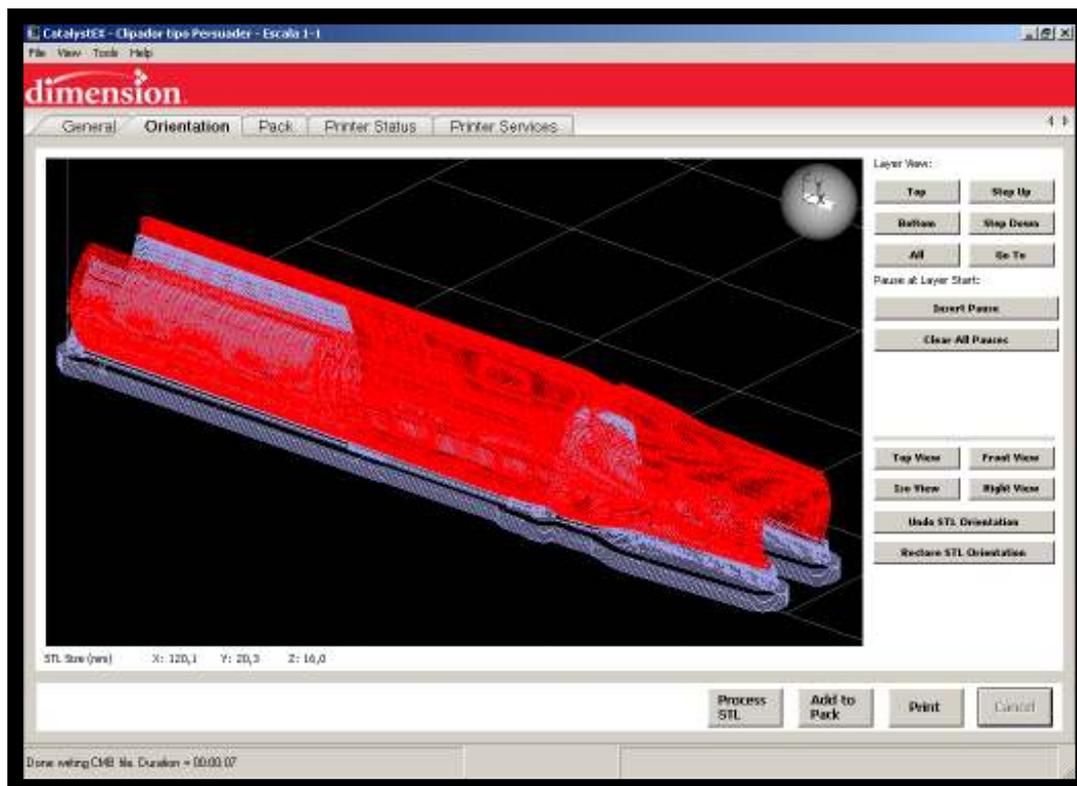


Figura 52 - Clipador tipo Persuader - Pós-processamento – ISO VIEW

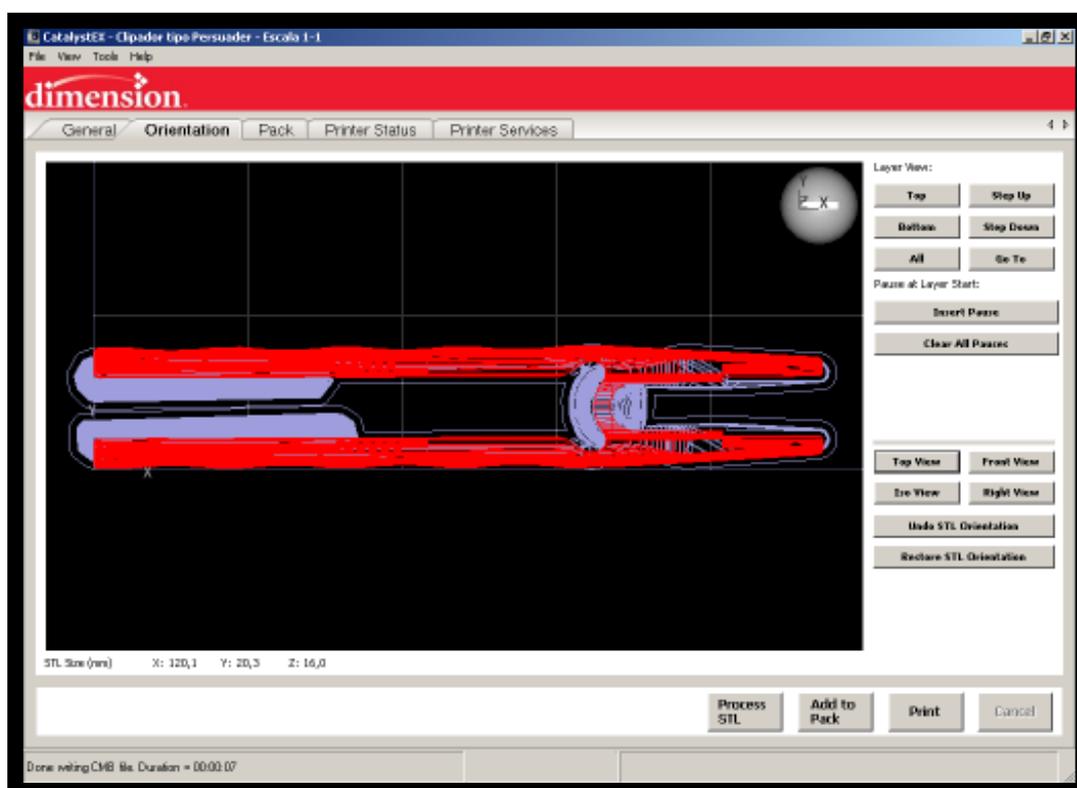


Figura 53- Clipador tipo Persuader - Pós-processamento – TOP VIEW

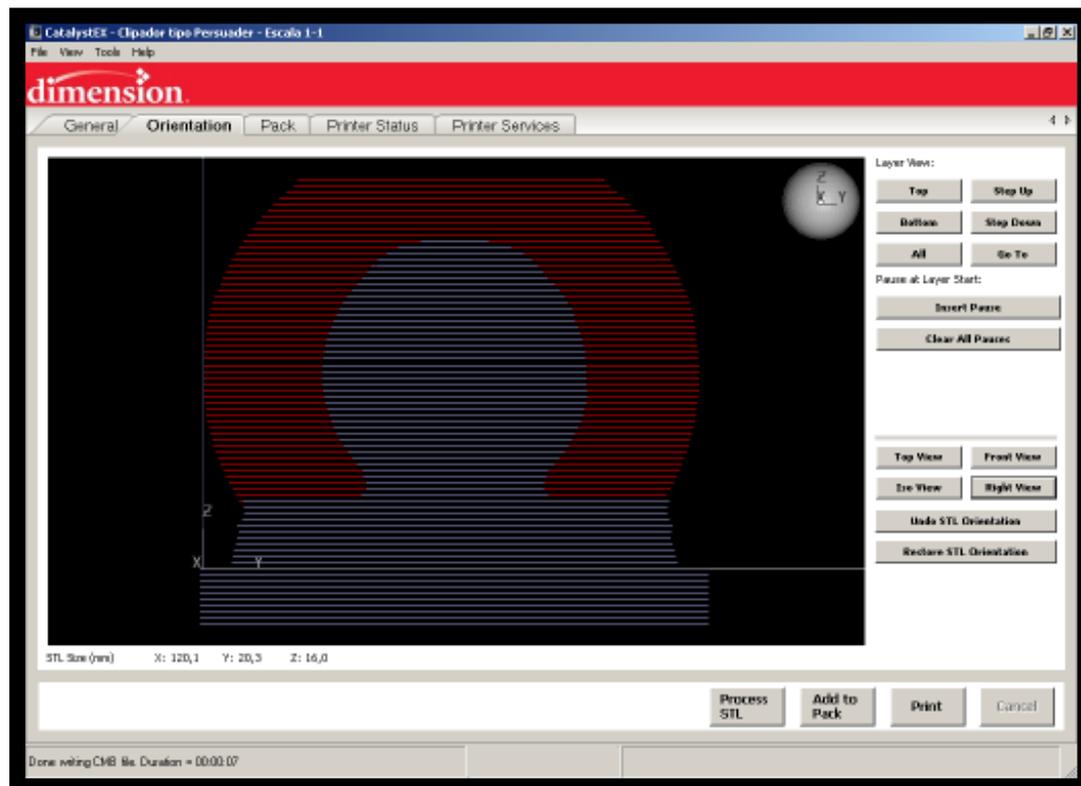


Figura 54 - Clipador tipo Persuader - Pós-processamento – RIGHT VIEW



Figura 55 - Clipador tipo Persuader - Protótipo rápido

Tempo de processamento: 19min

Modelo consumido: 1,38cm³

Custo: R\$2,21

Suporte consumido: 1,03cm³

Custo: R\$1,65

NOTA: Os custos já envolvem valores de operador e energia elétrica das máquinas.
