

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE**  
**DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA - DEM**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA - PPGEM**

**“CAD E ENGENHARIA REVERSA COMO FERRAMENTAS DE AUXÍLIO NA FA-  
BRICAÇÃO DE CARTUCHOS PARA PRÓTESES ORTOPÉDICAS”**

Dissertação submetida ao PPGEM/UFRN  
como parte dos requisitos necessários  
para obtenção do grau de mestre em En-  
genharia Mecânica.

**EDSON JORGE ALCÂNTARA PEREIRA**

**Orientador: Prof. Dr. Ângelo Roncalli Oliveira Guerra**

**Natal, agosto 2007.**

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE**  
**DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA - DEM**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA - PPGEM**

**“APLICANDO CAD E ENGENHARIA REVERSA COMO FERRAMENTAS DE AUXÍLIO NA FABRICAÇÃO DE CARTUCHOS PARA PRÓTESES ORTOPÉDICAS”**

**EDSON JORGE ALCÂNTARA PEREIRA**

**Esta dissertação foi julgada adequada para a obtenção do título de  
MESTRE EM ENGENHARIA MECÂNICA  
Sendo aprovada na sua forma final.  
BANCA EXAMINADORA:**

---

**Prof. Dr. Ângelo Roncalli de Oliveira Guerra  
Orientador**

---

**Prof. Dr. Carlos Magno de Lima  
Examinador interno**

---

**Prof. Dr. Koje Daniel Vasconcelos Mishina  
Examinador externo**

## **FICHA CATALOGRÁFICA**

Preparada pela Biblioteca Central do Campus Universitário de Natal – RN.

Pereira, Edson Jorge Alcântara

CAD E ENGENHARIA REVERSA COMO FERRAMENTAS DE AUXÍLIO NA FABRICAÇÃO  
DE CARTUCHOS PARA PRÓTESES ORTOPÉDICA, 2007.

107 págs.

Dissertação de Mestrado, apresentada à Universidade Federal do Rio  
Grande do Norte – Departamento de Engenharia Mecânica.

Orientador: Guerra, Ângelo Roncalli de Oliveira.

1. CAD. 2. Engenharia Reversa 3. Próteses Ortopédicas.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 - Avaliando o coto..	15
Figura 1.2 - Cartucho para prótese tibial	15
Figura 1.3 - Ilustração do uso da Engenharia Reversa	20
Figura 2.1 - Manufatura Convencional e Engenharia Reversa (Putambeka 1994)	25
Figura 2.2 - Ciclo de trabalho da Engenharia Reversa (Chen Don Fan 1996)	25
Figura 2.3 - Exemplo de peças em resina feitas em prototipagem rápida	26
Figura 2.4 - Exemplo de máquina de prototipagem rápida SLA	27
Figura 2.5 - Esquema básico do processo de esterelitografia 3D Systems	29
Figura 2.6 - LOM – Diagrama Esquemático (MSOE, 2003)	30
Figura 2.7- SLS – Diagrama Esquemático (MSOE, 2003)	32
Figura 2.8 - FDM – Diagrama (Manufacturing Engineering center, 2003)	33
Figura 2.9 - Impressora 3D – Diagrama (Rapid Prototyping Primer, 2003)	34
Figura 3.1 - Ficha técnica e material utilizado para prótese transtibial	36
Figura 3.2 - Tirada de medidas do coto	36
Figura 3.3 - Marcações de pontos de descarga	37
Figura 3.4 - Molde negativo pronto.	37
Figura 3.5 - Molde negativo preenchido com gesso	38
Figura 3.6 - Molde positivo e tubo de aço	38
Figura 3.7 - Verificando medidas para a retificação	39
Figura 3.8 - Retificando pontos carga / descarga	39
Figura 3.9 - Termoformagem a vácuo do cartucho protótipo	39
Figura 3.10 - Testando o protótipo no paciente	40
Figura 3.11 - Preparação do positivo para laminação	41
Figura 3.12 - Aplicando a resina a vácuo (laminação)	41
Figura 3.13 - Cartucho final e alinhamento estático	42
Figura 3.14 - Alinhamento dinâmico	42
Figura 3.15 - Prótese tibial pronta	42
Figura 4.2 - Tomada de dados do paciente - transfemural	45

Figura 4.3 - Avaliação do coto (força muscular)	45
Figura 4.4 - Medida circunferencial períneo	45
Figura 4.5 - Circunferência ao nível da coxa	45
Figura 4.6 - Circunferência ao nível da panturrilha	46
Figura 4.7 - Circunferência a nível dos maléolos	46
Figura 4.8 - Medida do comprimento do pé	46
Figura 4.9 - Altura da articulação do joelho	46
Figura 4.10 - Altura do ísquio até o chão	46
Figura 4.11 - Medida do distal do coto	46
Figura 4.12 - Verificando extensão do ísquio	47
Figura 4.13 - Início da modelação do coto	47
Figura 4.14 - Modelação completa do coto	47
Figura 4.15 - Pressão na região do ísquio	47
Figura 4.16 - Retirada do molde negativo	47
Figura 4.17 - Molde negativo pronto	47
Figura 4.18 - Molde positivo após enchimento	48
Figura 4.19 - Verificando Medidas da ficha	48
Figura 4.20 - Novas verificações do positivo	48
Figura 4.21 - Retificando o positivo	48
Figura 4.22 - Positivo retificado e pronto	48
Figura 4.23 - Termoformagem do positivo	48
Figura 4.24 - Colocando o cartucho termoformado	49
Figura 4.25 - Provando o cartucho	49
Figura 4.26 - Montagem do cartucho no corpo prótesico	49
Figura 4.27 - Alinhamento estático	49
Figura 4.28 - Teste dinâmico vista frontal	49
Figura 4.29 - Análise de marcha (vista posterior)	49
Figura 4.30 - Preparando positivo para laminação	50
Figura 4.31 - Adicionando malha de vidro	50
Figura 4.32 - Prótese transfemural pronta	50
Figura 5.1 - Imagem virtual do leitor	51

Figura 5.2 - Digitalização de um coto transfemural no leitor eletro-mecânico	52
Figura 5.3 - Cartucho na Interface CAD	53
Figura 5.4 - Disco com resultados da leitura mecânica de coto transfemural	54
Figura 5.5 - Detalhamento do arquivo LEM ( <i>INPUT</i> para o OrtoCAD)	55
Figura 5.6 - Ciclo de operações do OrtoCAD	58
Figura 5.7 - Perna real scaneada	59
Figura 5.8 - Nuvem de pontos e malha 3D	59
Figura 5.9 - Visualização ampliada da distribuição do peso do paciente pelos nós	60
Figura 5.10 - Visualização ampliada das condições de contorno dos nós inferiores	60
Figura 5.11- Forma de armazenamento de dados de uma célula de coto no OrtoCAD	61
Figura 5.12 - Comunicação OrtoCAD e Algor	65
Figura 5.13 - Distribuição de tensão em uma tíbia devido ao peso do paciente	65
Figura 5.14 - Deformação antes e após aplicação do peso do paciente	66
Figura 5.15 - Tíbia vista em um ambiente de Realidade Virtual	67
Figura 5.16 - Deformação de uma tíbia animada num ambiente de RV	67

## **LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS**

3D Printing	Impressão Tridimensional em prototipagem
ABAQUS	Software comercial de elementos finitos
ABS	Acrilonitrila-butadieno-estireno (Terpolímero)
ALGOR	Software comercial de elementos finitos
ABS	Acrilonitrila-butadieno-estireno (Terpolím
B-REP	Boundary Representation (Forma CAD de Representação de Sólidos por fronteira).
C++	Linguagem de programação
CAD	Computer Aided Design (Computador auxiliando o desenho)
CAE	Computer Aided Engineering (Computador auxiliando a engenharia)
CAM	Computer Aided Manufacture (Computador auxiliando a manufatura)
CVM	Coto Visto em Malha
Design	Projeto
FDM	Fused Deposition Modeling (Modelagem por deposição de material fundido)
FEM	Método de Elementos Finitos
INPUT	Entrada de dados
LEM	Leitor Eletromecânico
LOM	Laminated Object Manufacturing (Manufatura de objetos em lâminas)
OpenGL	Biblioteca de Computação Gráfica
ORTOCAD	Programa CAD voltada a área Ortopédica
POO	Programação Orientada a Objetos
PVA	Polímero sintético
RV	Realidade Virtual
SLA	Stereolithography Aparatus (Estereolitografia)

SLS	Sinterização Seletiva a Laser – processo de Prototipagem Rápida
STL	Standard Template Library ou STereoLithography (Tipo de Formato de arquivo)
SUS	Sistema Único de Saúde
VRML	Virtual Reality Modelling Language ( Linguagem de Modelagem em Realidade Virtual)

## **LISTA DE SÍMBOLOS**

E- módulo de Elasticidade

Id - Identidade do Vértice

Id-Mat - Tipo de material usado

NS - Número de seções

ND - Número de Divisões

$X_i$ ,  $Y_i$  e  $Z_i$  - Coordenadas iniciais de referência

## RESUMO

A fabricação de próteses para amputados de membros inferiores (transfemural e transtibial) exige a confecção de um cartucho com encaixe adequado e personalizado ao perfil de cada paciente. O processo tradicional de atendimento a pacientes em hospitais públicos no Brasil inicia-se com o preenchimento de uma ficha conforme portaria nº388, de 28 de Julho de 1999 do ministério da saúde para obtenção da prótese, onde é identificado o nível de amputação, tipo de equipamento, tipo de encaixe, material, medidas etc. Atualmente, esses cartuchos são fabricados de forma manual através de instrumentos de baixa precisão, caracterizando um trabalho bastante rudimentar, artesanal e sem nenhuma acuracidade. Nesta dissertação propõe-se o desenvolvimento de uma ferramenta integrada que envolva o CAD, para visualização das próteses dos tipos transfemural/transtibial em 3D (OrtoCAD), bem como, o projeto e a construção um leitor eletromecânico (espécie de scanner tridimensional), capaz de obter automaticamente e qualitativamente, com menor grau de incerteza as informações geométricas do coto ou da perna sadia. A metodologia inclui a aplicação de conceitos de engenharia reversa para gerar computacionalmente a representação do coto e/ou a imagem reversa do membro sadio. Os resultados obtidos demonstram que o modelo posposto é válido, pois permite a análise estrutural em função do carregamento solicitado e a confecção de um cartucho de prótese atendendo elevados padrões de acuracidade da engenharia com consequente melhoria na qualidade do processo de fabricação.

**Palavras-chave:** CAD, Bioengenharia, Próteses, Engenharia Reversa, Prototipagem Rápida.

## ABSTRACT

The manufacturing of above and below-knee prosthesis starts by taking surface measurements of the patient's residual limb. This demands the making of a cartridge with appropriate fitting and customized to the profile of each patient. The traditional process in public hospitals in Brazil begins with the completion of a record file (according to law nº388, of July 28, 1999 by the ministry of the health) for obtaining of the prosthesis, where it is identified the amputation level, equipment type, fitting type, material, measures etc. Nowadays, that work is covered by the Brazilian National Health Service (SUS) and is accomplished in a manual way being used common measuring tapes characterizing a quite rudimentary, handmade work and without any accuracy. In this dissertation it is presented the development of a computer integrated tool that include CAD theory, for visualization of both above and below-knee prosthesis in 3D (i.e. OrtoCAD), as well as, the design and the construction a low cost electro-mechanic 3D scanner (EMS). This apparatus is capable to automatically obtain geometric information of the stump or of the healthy leg while ensuring smaller uncertainty degree for all measurements. The methodology is based on reverse engineering concepts so that the EMS output is fed into the above mentioned academic CAD software in charge of the 3D computer graphics reconstruction of the residual limb's negative plaster cast or even the healthy leg's mirror image. The obtained results demonstrate that the proposed model is valid, because it allows the structural analysis to be performed based on the requested loads, boundary conditions, material chosen and wall thickness. Furthermore it allows the manufacturing of a prosthesis cartridge meeting high accuracy engineering patterns with consequent improvement in the quality of the overall production process.

**Keywords:** CAD, Bioengineering, Prosthetic limbs, Reverse Engineering, Rapid prototyping

## **DEDICATÓRIA**

À minhas filhas e filho Elis Cristina, Geórgia e Eder Alcântara, que me levaram a entrar neste projeto.

A meu pai Domingos Inácio Pereira (in memória) e minha mãe Laura Bispo de Alcântara que por Deus, foram usados para hoje fazer parte desta existência.

Ao meu orientador o Prof. Dr. Ângelo Roncalli Oliveira Guerra, que tomou a decisão e juntamente comigo de levar este projeto adiante.

## **AGRADECIMENTOS**

A minha admiração ao aluno de pesquisa Luzinário Gomes da Silva que muito contribuiu dando um grande apoio para a realização deste trabalho.

Ao professor William Fernandes de Queiroz, pesquisador o qual contribuir bastante para que esta pesquisa fosse concluída.

A empresa ALTA FORMA (ORTOPEDIA TÉCNICA), que nos atendeu no decorrer da minha pesquisa.

A professora Sônia Regina, que também me incentivou a fazer este Mestrado

Ao professor Geral Issa Pereira, pela confiança que depositou em mim, para fazer um curso de Órteses e Próteses.

A todos que de forma direta e indireta colaboraram com a realização deste estudo.

A Deus por me oferecer a oportunidade e a capacidade de realizar este trabalho.

Ao CEFET/BA e a UFRN por me oferecerem esta oportunidade de realização deste projeto.

“Devemos considerar a amputação não como o fim de alguma coisa, mas sim o princípio de uma nova fase.”

Antônio Vital Sampol

## SUMÁRIO

Lista de Figuras	
Lista de Tabelas	
Lista de Siglas e Abreviaturas	
Lista de Símbolos	
Resumo	
Abstract	
Dedicatória	
Agradecimentos	
Capítulo 1	15
INTRODUÇÃO	15
1.1 Importância do Trabalho	17
1.2 Objetivos	18
1.2.1 Objetivo Geral	18
1.2.2 Objetivos Específico	18
1.3 Metodologia	19
1.4 Estrutura da Dissertação	22
Capítulo 2	23
REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	23
2.1 A Engenharia Reversa	23
2.1.1 Introdução	23
2.1.2 Conceitos e Aplicações	24
2.2 Prototipagem Rápida	26
2.2.1 Conceitos de Prototipagem Rápida	26
2.2.2 Prototipagem Rápida e Engenharia Reversa	28
2.2.3 Estereolitografia (SLA)	28
2.2.4 Manufatura de Objetos em Lâminas (LOM)	30
2.2.5 Sinterização Seletiva a Laser (SLS)	31
2.2.6 Modelagem por Deposição de Material Fundido (FDM)	32
2.2.7 Impressão 3D	33

Capítulo 3	35
CONFECÇÃO DE UMA PRÓTESE TIBIAL	35
3.1    Etapas da Fabricação	35
Capítulo 4	43
CONFECÇÃO DE UMA PRÓTESE FEMURAL	43
4.1    Níveis de Amputações Transtibial e Transfemural	43
4.1.1  Nível Transtibial	44
4.1.2  Nível Transfemural	44
4.2    Etapas da Fabricação Convencional	44
 Capítulo 5	 51
O SISTEMA OrtoCAD: RESULTADOS e DISCUSSÕES	51
5.1    O Leitor Eletro-Mecânico	51
5.2    A Interface CAD	53
5.2.1  O Arquivo de INPUT para o OrtoCAD	54
5.3    Engenharia Reversa no OrtoCAD	56
5.4    Arquivo de Dados CVM (Coto Visto em Malha)	59
5.5    Interface com Softwares CAE	64
5.6    O Ambiente de Realidade Virtual	66
Capítulo 6	69
CONCLUSÕES e SUGESTÕES para FUTUROS TRABALHOS	69
6.1    Conclusões	69
6.1.2  Sugestões para trabalhos futuros	70
REFFERÊNCIAS	72
Glossário	76
Anexo A Ficha conforme Portaria nº 388, de 28 de julho de 1999	77
Anexo B Ficha para Medições no Processo Convencional	79
Apêndice A Relatório com Exemplo de Análise FEA de uma Prótese Tibial	80
Apêndice B Relatório com Exemplo e Análise FEA de uma Prótese Femural	94

# CAPÍTULO 1

## INTRODUÇÃO

As dificuldades e barreiras enfrentadas por deficientes físicos que tiveram parte da uma perna amputada vão bem além do período de recuperação da cirurgia. Admitindo-se sucesso na cirurgia, o primeiro obstáculo vem com a necessidade de aceitar os fatos e vivenciar uma nova realidade. Todo o processo exige muito preparo psicológico. Em uma segunda etapa, é feita a avaliação do estado de cicatrização da porção da perna remanescente (coto) (figura 1.1) para se verificar a possibilidade de utilização de uma prótese. O processo de fabricação de próteses de pernas exige a confecção de um “cartucho” (figura 1.2) (espécie de luva de apoio para o coto), com encaixe adequado e personalizado. Nesse momento, o protético atua analogamente a um alfaiate e realiza, em cada paciente, uma série de medidas do coto para produzir o encaixe sob medida.



Figura. 1.1 – Avaliando o coto

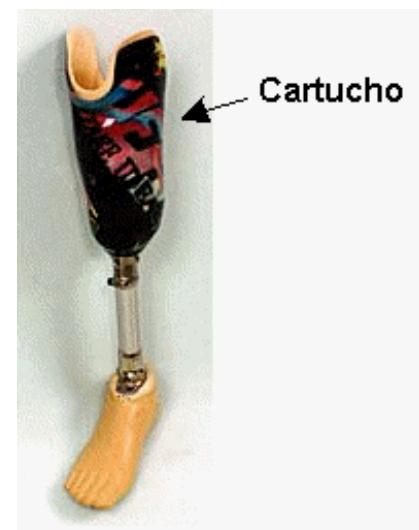


Figura. 1.2 - cartucho para prótese tibial

Particularmente quando se trata de pacientes de classes menos favorecidas e atendidas pelo Sistema Único de Saúde (SUS), os métodos de fabricação dos cartuchos das próteses são bastante artesanais. Apenas para dar uma pequena idéia e enfatizar o quanto rústico é o processo de fabricação, todas as medidas do coto são feitas com fitas métricas comuns. A fabricação artesanal e o uso de materiais inadequados chegam, em várias situações, a causar problemas mais graves que a própria ausência do membro amputado e podendo, até mesmo, exigir a re-amputação de membros afetados.

Notadamente, o projeto e desenvolvimento de um dispositivo puramente mecânico ou eletro-mecânico de precisão para realizar as medidas do coto pode melhorar significativamente o resultado e qualidade atualmente obtidos na fabricação de próteses. Outro ganho, não menos importante, seria poder transferir, de forma manual ou automatizada, as coordenadas tridimensionais das medidas para um software CAD (Computer Aided Design) capaz de representar e simular o modelo digital do coto (Engenharia Reversa).

Essa pesquisa objetivou oferecer uma contribuição científica para abordar o problema supracitado. Inicialmente, investigou-se o processo convencional de fabricação de próteses praticado atualmente e, em seguida, o autor participou auxiliando o Grupo de Pesquisa em Mecânica Computacional da UFRN na concepção de um leitor eletro-mecânico para aperfeiçoar a modelagem do coto e do seu respectivo cartucho.

Buscou-se como resultado final uma redução das etapas de fabricação e uma maior eficiência na confecção de próteses ortopédicas. Também foi objeto desse estudo a investigação de técnicas computacionais e o desenvolvimento de rotinas para automatizar a modelagem de coto através do desenvolvimento de uma interface CAD.

## 1.1- Importância do Trabalho

Na fabricação de próteses e/ou órteses para atender a classe menos privilegiada da sociedade portadora de algum tipo de deficiência física utilizam-se, geralmente, materiais ineficientes e métodos de fabricação artesanais que não trazem o conforto adequado para o paciente, chegando, em vários casos, a causar problemas mais graves que a própria deficiência, como acontece no caso da necessidade de re-amputação de membros afetados.

O processo tradicional de medição do coto, usando fita métrica, não permite a confecção de cartucho de prótese que se adapte mais confortavelmente ao paciente. Além dos erros gerados pelo processo, existe uma maior possibilidade de retornos do mesmo para ajustes posteriores a sua fabricação. O projeto, desenvolvimento e construção de um leitor eletro-mecânico, associado a uma interface CAD, permitirá, através de um mapeamento digital 3D, uma leitura mais exata da geometria e topologia do coto ou da outra perna sadia. O cartucho ou uma prótese integral pode, então, ser obtido aplicando-se conceitos de engenharia reversa.

Resultado análogo só poderia ser alcançado com o uso de scanners 3D de elevadíssimo custo, tornando-se inviável sua aplicação para atender às necessidades de pacientes de baixa renda e/ou clientes do S.U.S.

Apesar dos avanços computacionais disponíveis atualmente sabe-se que, em consequência dessas características artesanais do processo manufatura, raramente as ferramentas computacionais são usadas para auxiliar na qualidade final de uma prótese ortopédica. Portanto, também se justifica o desenvolvimento de uma interface de CAD/CAE para simular algumas situações do projeto de próteses tibiais e femurais (ex: carregamentos, determinação de esforços e deformações). O importante é garantir que o encaixe da prótese seja fabricado dentro de medidas qualitativamente, com menor grau de incerteza e obtidas pelo dispositivo leitor do coto automatizado e integrado ao software de CAD.

Como outros benefícios podem-se citar: uma diminuição do retorno de próteses para ajustes do cartucho e a diminuição de etapas de fabricação das próteses. Este último é fruto da eliminação da necessidade de se produzir moldes de gesso da perna (molde negativo) e, até mesmo, o molde positivo, caso seja possível aplicar a tecnologia de prototipagem rápida na construção direta do cartucho da prótese. O resultado final é um cartucho fabricado dentro de medidas apresentando qualitativamente menor grau de incerteza do que no processo tradicional e com possibilidade de redução de algumas etapas de fabricação.

## 1.2 - Objetivos

### 1.2.1- Objetivo Geral

O objetivo maior dessa pesquisa é investigar e desenvolver uma solução computacional 3D baseada em engenharia reversa que sirva como ferramenta de auxílio na fabricação de próteses ortopédicas dos tipos transtibial e transfemural.

### 1.2.2 - Objetivos Específicos

- Auxiliar o grupo de pesquisa em mecânica computacional da UFRN na concepção de um equipamento (leitor eletro-mecânico 3D) para possibilitar a aplicação de conceitos de engenharia reversa no projeto e fabricação de próteses ortopédicas;
- Diminuir qualitativamente o grau de incerteza das medições do coto via substituição do atual método artesanal e laborioso (decorrente do processo convencional de confecção de próteses ortopédicas) por uma metodologia mais moderna e eficiente.

- Investigar a viabilidade de se aplicar a hibridização de tecnologias como engenharia reversa, computação gráfica e CAD na produção precisa da geometria tridimensional da superfície (modelo casca) de uma perna amputada.
- Projetar e desenvolver uma interface gráfica de visualização 3D para gerar, de forma automática e personalizada, o modelo CAD do molde positivo e/ou cartucho para próteses transtibial e transfemural de acordo com os dados recebidos do equipamento leitor.
- Gerar automaticamente a malha 3D do cartucho ou molde, incluindo condições de contorno, carregamento e espessura, preparando o sistema para permitir a análise de esforços, tensões e deformações em uma futura interface CAE mais elaborada de origem acadêmica ou comercial.
- Produzir um código computacional capaz transformar o modelo casca do coto (extraído da nuvem de pontos) em um verdadeiro modelo sólido 3D do cartucho ou molde vislumbrando futura aplicação em máquinas de prototipagem rápida;
- Produzir, automaticamente, um ambiente simplificado de realidade virtual para visualização dos modelos supracitados.

### 1.3 - Metodologia

A primeira parte da metodologia utilizada baseia-se em conceitos de Engenharia Reversa (Lima, 2003). O uso da engenharia reversa permite, por exemplo, que a prótese da perna amputada possa significar uma imagem digital da outra perna sadia do paciente. A figura 1.3 ilustra a aplicação da engenharia reversa na obtenção de uma imagem digital da mão esquerda, a partir de uma mão direita sadia. Mesmo no caso de amputação de ambas as pernas (amputação bilateral), o método continua eficiente pela geração de valores de medições dos cotos com menor grau de incerteza.

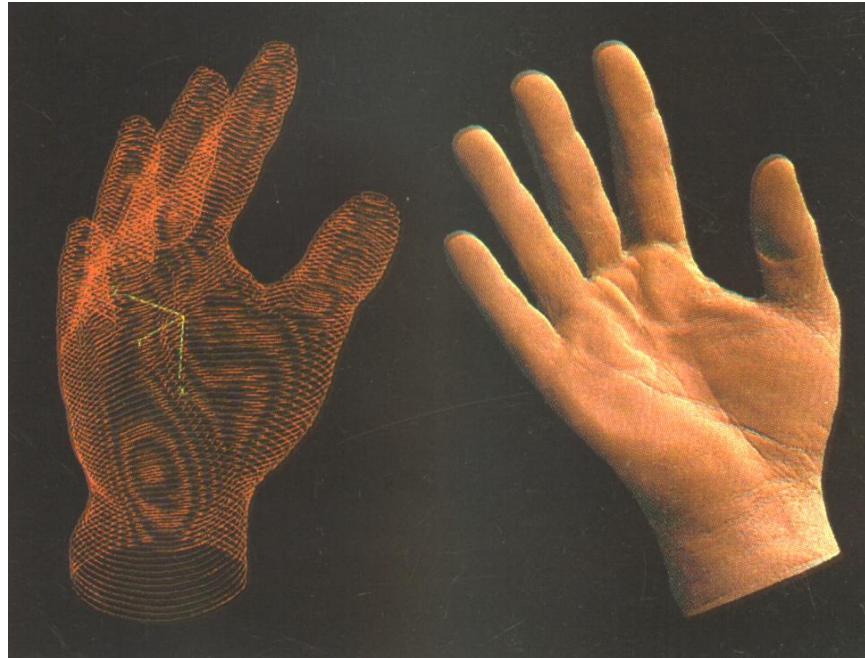


Figura 1.3 - Ilustração do uso da Engenharia Reversa

Através da teoria da engenharia reversa foi desenvolvido um software CAD de visualização 3D denominado de “OrtoCAD” objetivando auxiliar no projeto e fabricação de próteses ortopédicas, além de, funcionalmente, se apresentar mais adequado à individualidade de cada paciente por permitir verdadeira personalização da prótese.

Por meio de um dispositivo eletro-mecânico de leitura tridimensional (espécie de scanner tridimensional simplificado), projetado e construído pelo grupo de pesquisa em mecânica computacional da UFRN, é possível obter informações geométricas (scanning) da perna sadia e/ou do coto (i.e. parte remanescente do membro amputado – Figura 1.2). Essas informações são armazenadas em um banco de dados na forma de uma nuvem 3D de pontos e malha 3D representativa da superfície da perna amputada.

De posse dos dados digitalizados, inicia-se a fase crucial do processo de Engenharia Reversa que corresponde à interpretação e transformação da nuvem de pontos no espaço para possibilitar um assentamento preciso e equivalente a geometria da superfície 3D da perna. Até esse ponto não existe grandes mudanças em relação aos sistemas de engenharia reversa convencionais já publicados na literatura. Entretanto, o OrtoCAD, vai mais além. O modelo de superfície 3D (modelo casca) é, automaticamente, trabalhado para produzir um verdadeiro modelo CAD sólido 3D do cartucho de prótese incluindo uma espessura experimental que pode ser utilizada na

análise de esforços de acordo com o peso particular de cada paciente que está sendo atendido.

Obtém-se, então, uma representação da geometria e topologia da perna pela construção automática do modelo sólido geométrico 3D do tipo CAD B-Rep (Boundary Representation). Esse tipo de representação facilita a utilização de computação gráfica para a visualização do desenho do cartucho da perna na tela do computador, além de possibilitar a implementação de funções do tipo: textura personalizada, renderização do objeto, translucidez, etc.

As investigações realizadas durante esse projeto, possibilitaram obter, além da visualização 3D do cartucho, alguns avanços na fabricação das próteses ortopédicas. O processo deixa de ser puramente artesanal para ser um trabalho de engenharia moderno contemplando todos os aspectos pertinentes. Consequentemente, o modelo final gerado apresenta qualitativamente menor grau de incertezas nas medições, possibilita eliminar etapas do processo de fabricação (construção do molde negativo e/ou positivo), bem como abre caminho para realizar análise por elementos finitos dos esforços atuantes no cartucho da prótese a ser fabricada.

Finalmente, o problema da interface gráfica, em si, foi abordado através da hibridização de técnicas computacionais. Fez-se o uso de bibliotecas de computação gráfica já disponível na literatura (OpenGL) em conjunto com teorias de CAD possibilitando que as coordenadas tridimensionais captadas fossem usadas para visualizar o cartucho/molde na tela do computador. A interface CAD permite, depois de recebidas todas as coordenadas, mostrar a imagem 3D do cartucho da prótese referente a perna estudada.

## 1.4 - Estruturação da Dissertação

Esta dissertação de mestrado está dividida em seis capítulos. Com relação ao primeiro capítulo discorre-se sobre uma introdução básica voltada para o tema estudado, seguida de uma seção dedicada à importância do trabalho. Também foram apresentados os objetivos gerais e específicos, além da metodologia utilizada para abordar cientificamente o problema exposto.

No capítulo II faz-se uma revisão bibliográfica e discute-se sucintamente a tecnologia de Engenharia Reversa e Prototipagem Rápida. O capítulo III é dedicado à explanação das etapas de confecção de uma Prótese Tibial. O capítulo IV, por sua vez, complementa o capítulo III e apresenta as etapas para a confecção de uma Prótese Femural.

No capítulo V apresenta-se de forma detalhada o sistema OrtoCAD. Esse sistema corresponde ao conjunto completo dos resultados obtidos pelo trabalho desenvolvido. Todos os resultados são baseados nos procedimentos computacionais necessários à concepção, desenvolvimento e implementação da interface CAD. Ainda nesse capítulo, discorre-se sobre a estrutura de dados dos modelos casca 3D oriundo (*input* para o OrtoCAD) do equipamento leitor eletro-mecânico e o modelo sólido CAD B-Rep formato CVM (Coto Visto em Malha) (*output* para programa CAE de elementos finitos) com destaque para a forma de representação da geometria e topologia do coto/molde positivo e cartucho protótipo armazenados eletronicamente.

Finalmente, o capítulo VI, é voltado para as conclusões do trabalho desenvolvido e as sugestões para futuros trabalhos na área.

## CAPÍTULO 2

### REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

#### 2.1- A Engenharia Reversa

##### 2.1. 1 - Introdução

A Engenharia Reversa consiste basicamente em copiar um determinado modelo, ou seja, criar um objeto computacional partindo de um arquétipo real, onde aplicativos gerenciam os arquivos digitalizados permitindo importar, em determinados formatos, os dados obtidos por meio de digitalização com apalpadores mecânicos ou leitores ópticos com o objetivo de criar um modelo protótipo, interfaceando ferramentas. [www.unicam.com.br/Eng-Reversa.html](http://www.unicam.com.br/Eng-Reversa.html)

A aplicação da Engenharia Reversa em um processo consiste em se produzir novas peças, produtos ou ferramentas a partir de modelos ou componentes existentes. Sua principal aplicação está relacionada à atividade industrial. A busca pelo aumento da competitividade gera a necessidade cada vez maior de se reduzir tempos e custos, sem comprometer a qualidade do produto. Neste contexto, a Engenharia Reversa entra como uma das tecnologias que possibilitam tornar os sistemas produtivos mais ágeis e flexíveis.

Duas aplicações destacam-se no meio produtivo: a duplicação de moldes existentes e a criação de novos produtos. Mas, além da área industrial, outras áreas bens distintas como a arte, a educação e a medicina buscam na Engenharia Reversa soluções para antigos problemas.

A combinação de tecnologias como CAE e prototipagem rápida é a principal responsável por este intercâmbio de áreas. Por exemplo, o estudo de elementos finitos em modelos digitalizados permite a análise de implantes dentários e próteses. No planejamento cirúrgico, a Engenharia Reversa possibilita a captura de geometri-

cas do corpo humano através da tomografia computadorizada e sua forma pode ser restabelecida através da prototipagem rápida.

Sem dúvida, a maior aplicação da Engenharia Reversa está voltada ao mercado industrial. Entretanto, não faz parte do escopo dessa dissertação o estudo de casos de moldes existentes, duplicando-os, tornando-os uma produção em série de moldes como acontece na indústria. O foco do trabalho é voltado para a criação um protótipo customizado (personalizado), visto que o coto de cada paciente é um caso específico e único.

### **2.1.2 - Conceitos e Aplicações**

A Engenharia Reversa é uma tecnologia que envolve uma vasta gama de atividades apresentando vários conceitos multidisciplinares que se complementam. Apresenta-se a seguir algumas definições encontradas na literatura pesquisada:

**Varady (1997)** – “Enquanto a engenharia convencional transforma conceitos e modelos em peças reais, a Engenharia Reversa transforma em engenharia modelos e conceitos.”

**Dickin (1996)** – “A Engenharia Reversa consiste em produzir novas peças, produtos ou ferramentas a partir de modelos ou componentes existentes.”

**Daschbach (1995)** – “A Engenharia Reversa é o processo de levantar dimensões, com rapidez e exatidão, determinar padrões geométricos tais como áreas e volumes além de definir as tolerâncias de um modelo existente.”

**Puntambekar (1994)** – “Apesar do processo de Engenharia Reversa (que começa com um modelo físico e termina com um modelo CAD) aparentar ser o oposto do processo de manufatura convencional (que começa com um modelo CAD e produz uma peça física) na verdade os conceitos globais são muito similares (Figura 2.1). A principal diferença é que o protótipo existente na Engenharia Reversa incorpora a especificação do produto em manufatura convencional.

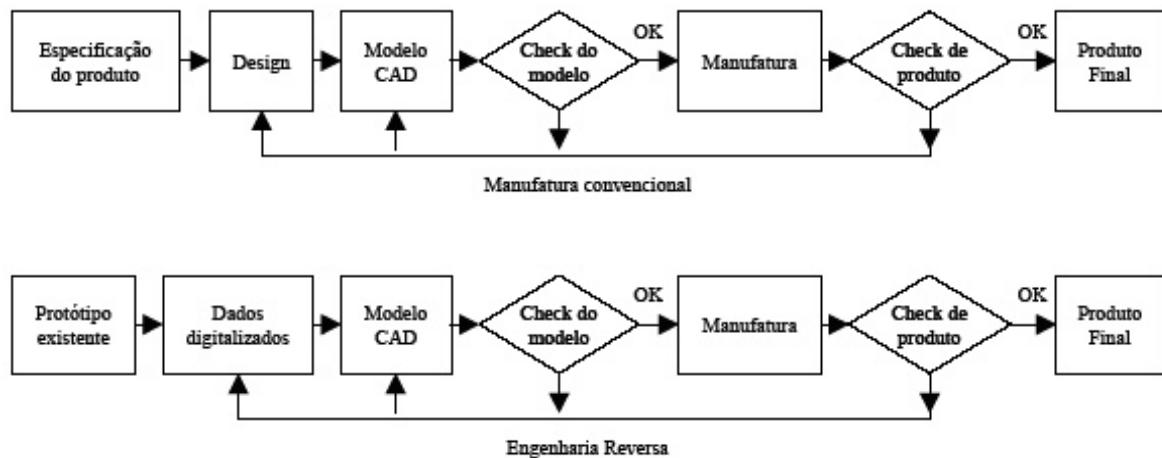


Figura 2.1- Manufatura Convencional e Engenharia Reversa (Putambeka 1994).

Dong-Fan (1996) – “O ciclo completo da Engenharia Reversa até o produto final é composto por cinco estágios: a medição tridimensional, a reconstrução da superfície, a usinagem dos pontos digitalizados, a checagem da qualidade da geometria e a interface para protótipo” (Figura 2.2).

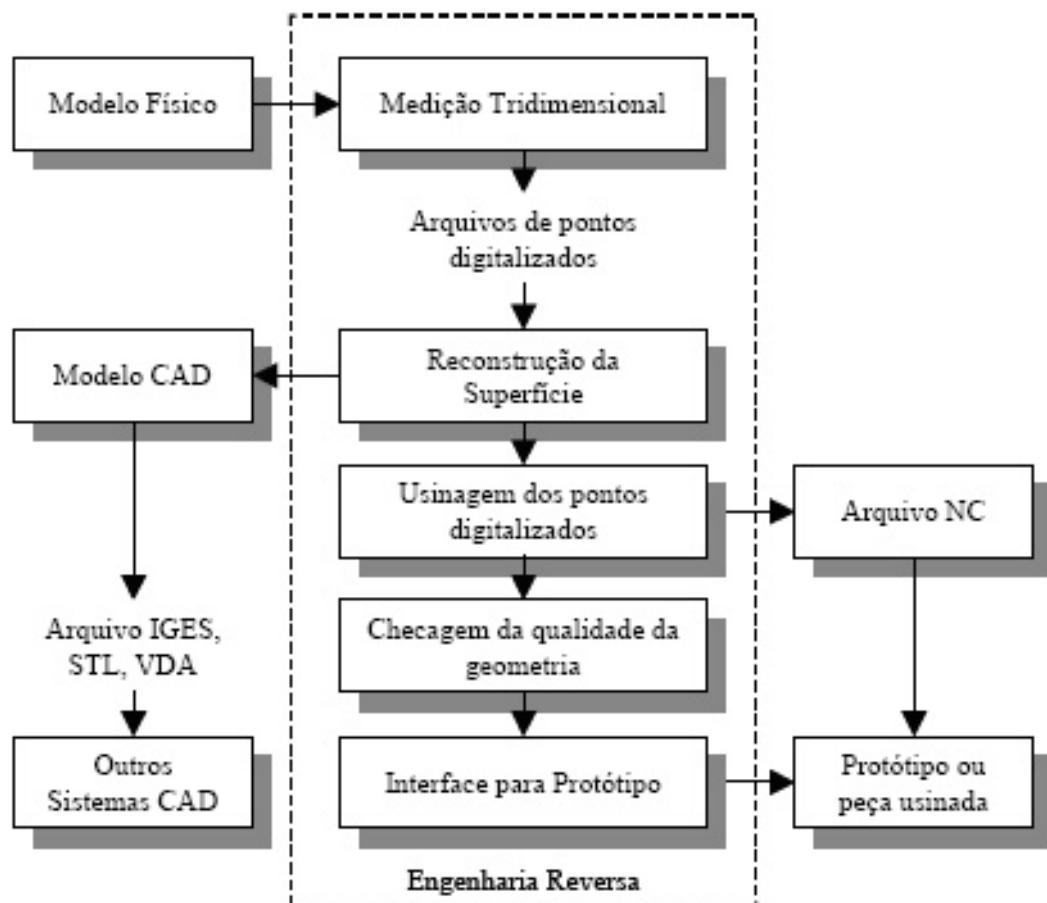


Figura 2.2 - Ciclo de trabalho da Engenharia Reversa (Chen Dong Fan 1996)

Observa-se que o processo de Engenharia Reversa caracteriza-se pela reprodução de um modelo físico já existente, para que este possa transformar-se em um modelo digital a ser dado. No processo convencional de engenharia, cria-se primeiramente o modelo virtual, para que se possa então, confeccionar produtos correspondentes ao modelo físico.

## 2.2 - Prototipagem Rápida

### 2.2.1 - Conceito de Prototipagem Rápida

Segundo Carvalho (2003) a Prototipagem Rápida é uma tecnologia que possibilita produzir modelos e protótipos diretamente a partir do modelo 3D (obtido por um sistema CAD, por digitalização ou por Tomografia Computadorizada).

Ao contrário dos processos de usinagem, que subtraem material da peça em bruto para se obter a peça desejada, os sistemas de prototipagem rápida geram a peça a partir da união gradativa de líquidos, pós ou folhas de papel. Camada por camada, a partir de seções transversais da peça obtidas a partir do modelo 3D, as máquinas de prototipagem rápida produzem peças em plásticos, madeira, cerâmica ou metais. A figura 2.3 ilustra exemplos de peças feitas dessa forma.

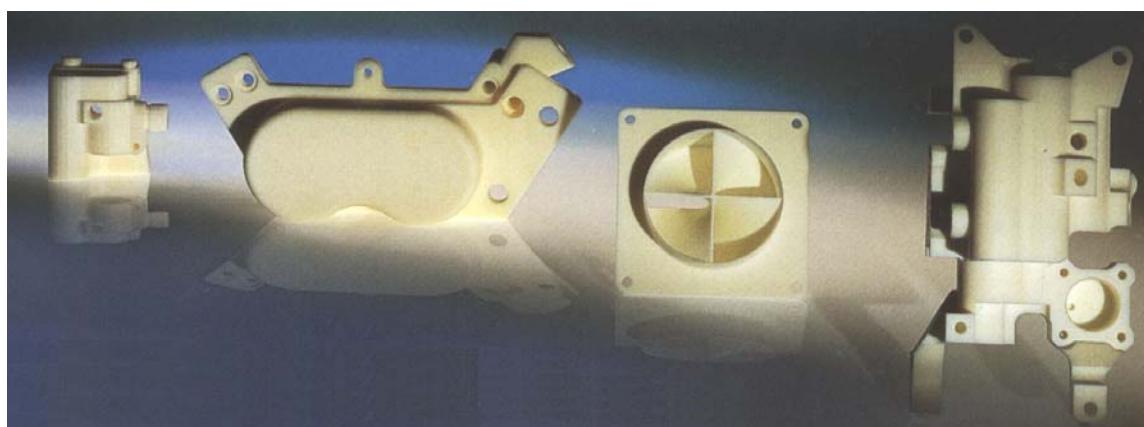


Figura 2.3 - Exemplo de peças em resina feitas com máquinas de prototipagem rápida

A figura 2.4 a seguir ilustra um exemplo de modelo tridimensional confeccionado através de prototipagem rápida



Figura 2.4 - Exemplo de modelo 3D confeccionado através de prototipagem rápida SLA

Os dados para as máquinas de prototipagem são gerados no sistema CAD no formato STL<sup>1</sup>, que aproxima o modelo sólido por pequenos triângulos ou facetas. Quanto menor forem estes triângulos, melhor a aproximação da superfície, ao custo naturalmente de maior tamanho do arquivo STL e tempo de processamento. Uma vez que o arquivo STL é gerado, as demais operações são executadas pelo próprio software que acompanha as máquinas de prototipagem rápida.

Basicamente estes softwares irão, além de operações básicas de visualização, gerar as seções transversais do modelo que será construído. Tais dados são

<sup>1</sup> Um arquivo STL consiste em uma lista de dados de faces triangulares. Cada face é identificada unicamente por uma unidade normal e por três vértices. A normal e os vértices são especificadas por três coordenadas cada, portanto há um total de doze números armazenados para cada face (Chen, 1997)

então descarregados para a máquina que irá depositar as camadas sucessivamente até que a peça seja gerada.

### 2.2.2 - Prototipagem Rápida e Engenharia Reversa

Segundo Lee (1998) o modelo em protótipo de um novo produto pode ser feito a partir do modelo CAD desenvolvido em Engenharia Reversa utilizando a técnica de Prototipagem Rápida. Genericamente, na Prototipagem Rápida os modelos físicos são fabricados camada por camada. Este sistema aceita um arquivo de malha triangular no formato STL. Este formato têm vantagens devido à sua estrutura simples e de uso fácil mas, têm sérios inconvenientes. Ele precisa de um alto índice de memória dependendo da precisão do modelo. Algumas vezes, se gasta muito tempo com reparos, quando o modelo apresenta lacunas (buracos), sobreposições e votores com problemas.

A integração da digitalização 3D com a Prototipagem Rápida pode acelerar o processo de design e manufatura de um produto. Um objeto físico pode ser copiado com um sistema a laser que captura dados por coordenadas 3D. O software de Engenharia Reversa pode converter estes pontos em uma malha triangular (Luo, 2000).

### 2.2.3 - Estereolitografia (SLA)

Do termo inglês *Stereolithography*. Segundo Cheung (2001), este processo constrói modelos tridimensionais a partir de polímeros líquidos sensíveis à luz, que se solidificam quando expostos à radiação ultravioleta (Figura 2.4). O modelo é construído sobre uma plataforma situada imediatamente abaixo da superfície de um banho líquido de resina epóxi ou acrílica. Uma fonte de raio *laser* ultravioleta, com alta precisão de foco, traça a primeira camada, solidificando a seção transversal do modelo e deixando as demais áreas líquidas. A seguir, um elevador mergulha levemente a plataforma no banho de polímero líquido e o raio *laser* cria a segunda camada de polímero sólido acima da primeira camada. O processo é repetido sucessivas vezes até o protótipo estar completo. Uma vez pronto, o modelo sólido é removi-

do do banho de polímero líquido e lavado. Os suportes são retirados e o modelo é introduzido num forno de radiação ultravioleta para ser submetido a uma cura completa.

Dentre as principais as vantagens e desvantagens, podem-se citar:

**Vantagens:** Os modelos em SLA são muito precisos e apresentam boa qualidade de superfície. Modelos transparentes podem ser construídos, assim como modelos com certa elasticidade.

**Desvantagens:** Tanto o equipamento como os seus materiais têm custos elevados e os materiais têm vida útil inferior a um ano. Todos os materiais disponíveis são polímeros. Metais e cerâmicas não podem ser usados diretamente para a construção do modelo. É necessária a pós-cura do protótipo. Modelos coloridos não podem ser criados diretamente.

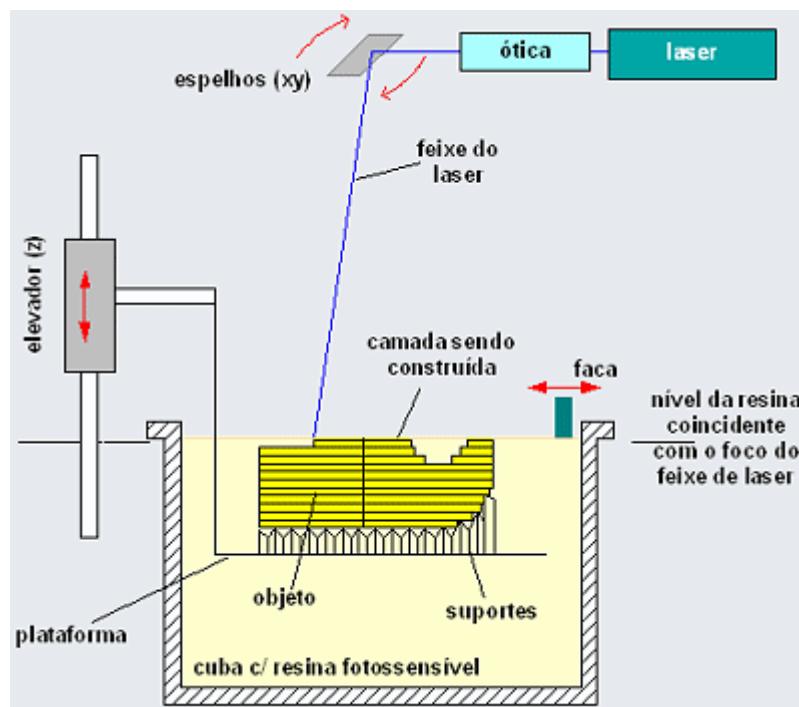


Figura 2.5 - Esquema básico do processo de estereolitografia 3DSystems

## 2.2.4 - Manufatura de Objetos em Lâminas (LOM)

Do termo inglês *Laminated Object Manufacturing*. Segundo **Silva** (1999), nessa técnica camadas de material, na forma de tiras revestidas de adesivo, são coladas umas nas outras formando o protótipo. Este processo usa uma deposição sucessiva de folhas de materiais como filmes plásticos, papel, tecido, ou folhas metálicas para construir a peça camada por camada. O modelo virtual do produto é seccionado para gerar as fatias correspondentes às camadas. Uma fonte de raio *laser* com alta precisão de foco corta o contorno da primeira camada sobre o papel. Usando um rolo aquecido, a camada é unida à anterior e o processo continua até que a peça seja finalizada (Figura 2.6).

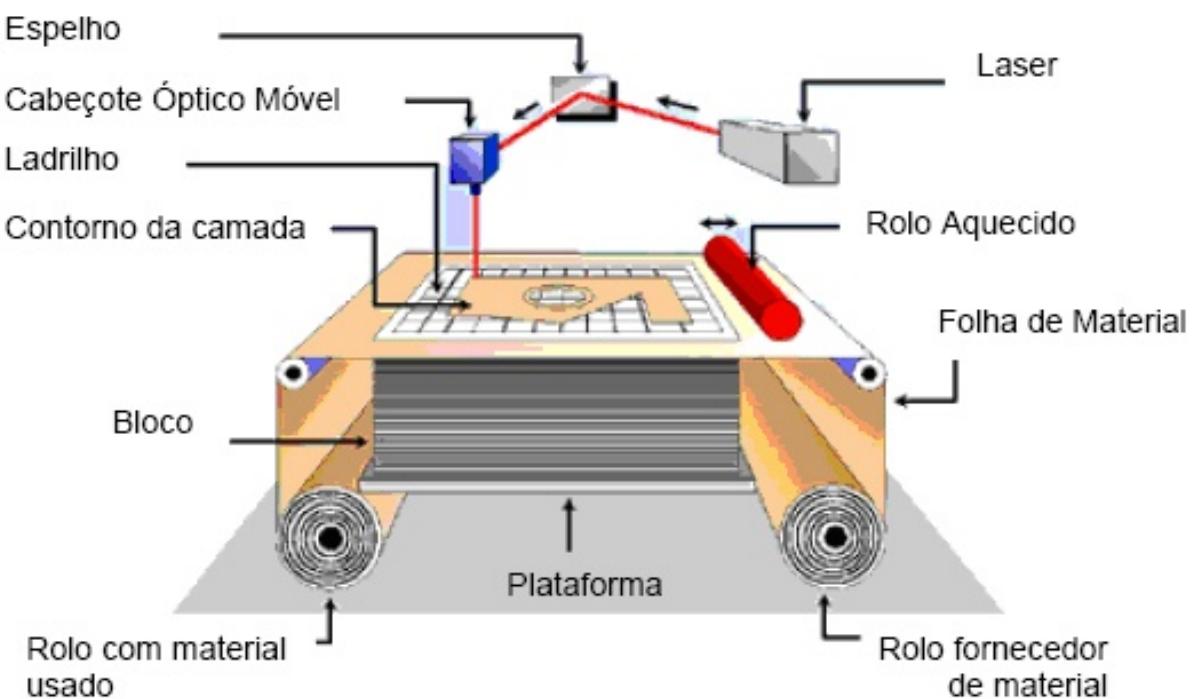


Figura 2.6 - LOM – Diagrama Esquemático (MSOE, 2003)

Dentre as principais vantagens e desvantagens, podem-se citar:

**Vantagens:** Apesar do processo mais simples de LOM ser confeccionado com papel, alguns materiais como plásticos, compostos de fibras de vidro, cerâmicas e até metais estão sendo utilizados com sucesso. Os modelos de papel em LOM podem ser maiores do que os produzidos por outros processos e o papel provavelmente é o material de menor custo.

**Desvantagens:** A remoção do suporte do protótipo requer habilidade e paciência para evitar estragos no modelo. Modelos de papel devem ser selados com tinta ou outro material para conferir estabilidade dimensional ao protótipo.

## 2.2.5 - Sinterização Seletiva a Laser (SLS)

Do termo em inglês *Selective Laser Sintering*. **Silva** (1999) relata que neste processo uma fina camada de pó termofundível é depositada sobre uma superfície com a ajuda de um rolo. Um feixe de *laser* de CO<sup>2</sup> sinteriza as áreas selecionadas causando a aderência do pó nas áreas que constituem a peça naquela camada em particular (Figura 2.7). Deposições sucessivas de camadas são feitas até que a peça esteja completa. O pó não sinterizado (fundido) pelo *laser* é removido quando a peça estiver completa. Este serve como uma estrutura de suporte para partes salientes e desconectadas.

Dentre as principais vantagens e desvantagens, podem-se citar:

**Vantagens:** Devido à fusão, não é preciso construir suporte para o protótipo. Assim o suporte não precisa ser quebrado e reduz-se o desperdício de material. Uma larga variedade de materiais como polímeros, cerâmicas e metais podem ser usados como matéria prima para construir o modelo.

**Desvantagens:** Equipamentos e materiais são caros. Metal e Cerâmicas devem ser pós-sinterizados para ganhar rigidez.

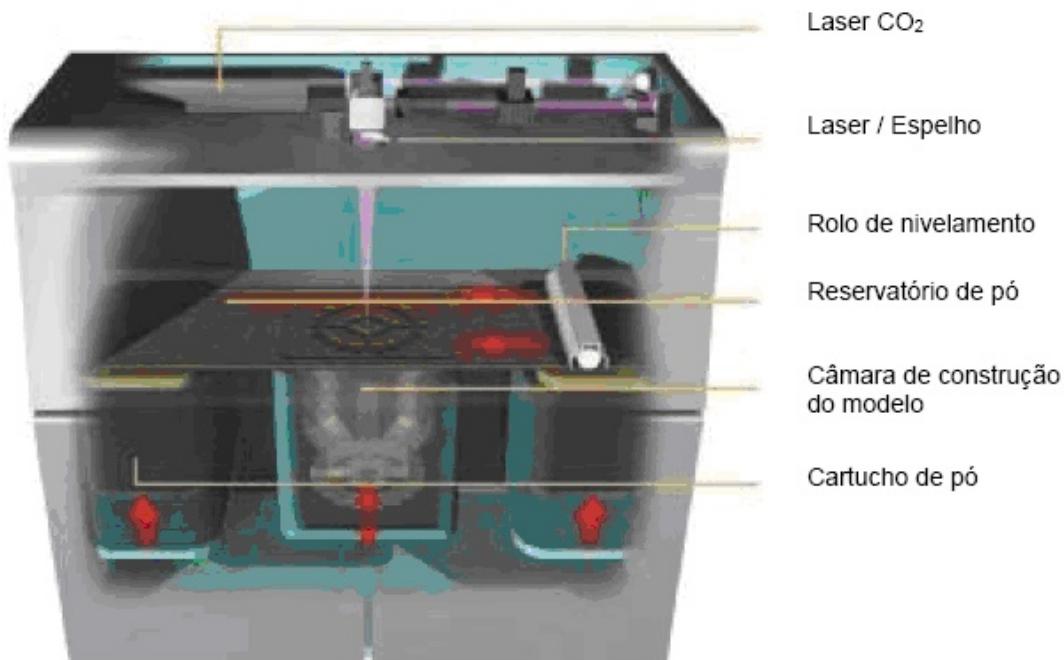


Figura 2.7- SLS – Diagrama Esquemático (MSOE, 2003)

## 2.2.6 - Modelagem por Deposição de Material Fundido - (FDM)

Do termo em inglês *Fused Deposition Modeling*. **Gorni** (2003) relata que no processo FDM os filamentos de resina termoplástica aquecida são extrudadas a partir de uma matriz em forma de ponta que se move num plano X-Y (Figura 2.8). Da mesma maneira que um confeiteiro enfeita um bolo usando um saco de confeitar, a matriz de extrusão controlada deposita filetes de material muito fino sobre a plataforma de construção, formando a primeira camada do componente. A plataforma é mantida sob uma temperatura inferior à do material, de forma que a resina termoplástica endurece rapidamente. Após esse endurecimento a plataforma se abaixa ligeiramente e a matriz de extrusão deposita uma segunda camada sobre a primeira.

Dentre as principais vantagens e desvantagens, podem-se citar:

**Vantagens:** O processo de FDM pode construir modelos a partir de plásticos como ABS que são leves e fortes, mas relativamente quebradiços. Filamentos coloridos podem ser aplicados. Estão disponíveis materiais como elastômeros e policarbonatos. Geralmente, não precisa de uma segunda operação.

**Desvantagens:** Muitas formas requerem a construção de superfícies que precisam ser quebrados causando estragos ao modelo. O processo é limitado a termoplásticos.

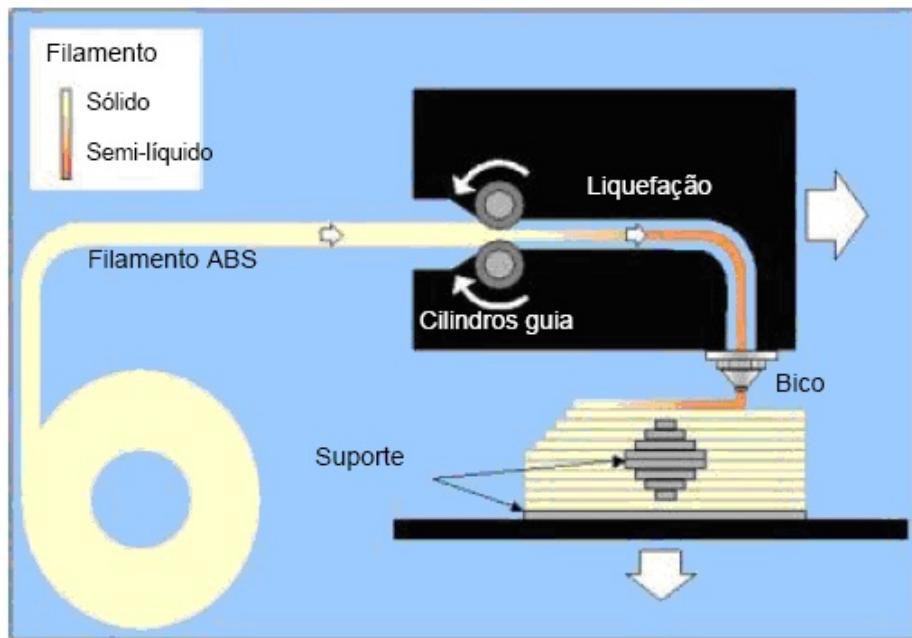


Figura 2.8 - FDM – Diagrama Esquemático (Manufacturing Engineering center, 2003)

## 2.2.7 - Impressão 3D

Do termo inglês *3D Printing*. Segundo **Cheung** (2001), ao contrário das técnicas expostas anteriormente, esta aqui se refere a uma classe inteira de equipamentos que usam a tecnologia de jato de tinta. Os protótipos são construídos sobre uma plataforma situada num recipiente preenchido com pó a base de gesso ou amido. Um cabeçote de impressão por jato de tinta imprime seletivamente um líquido aglomerante que liga o pó nas áreas desejadas (Figura 2.9). O pó que continua solto permanece na plataforma para dar suporte ao protótipo que vai sendo formado. A plataforma é ligeiramente abaixada, adiciona-se uma nova camada de pó e o processo é repetido.

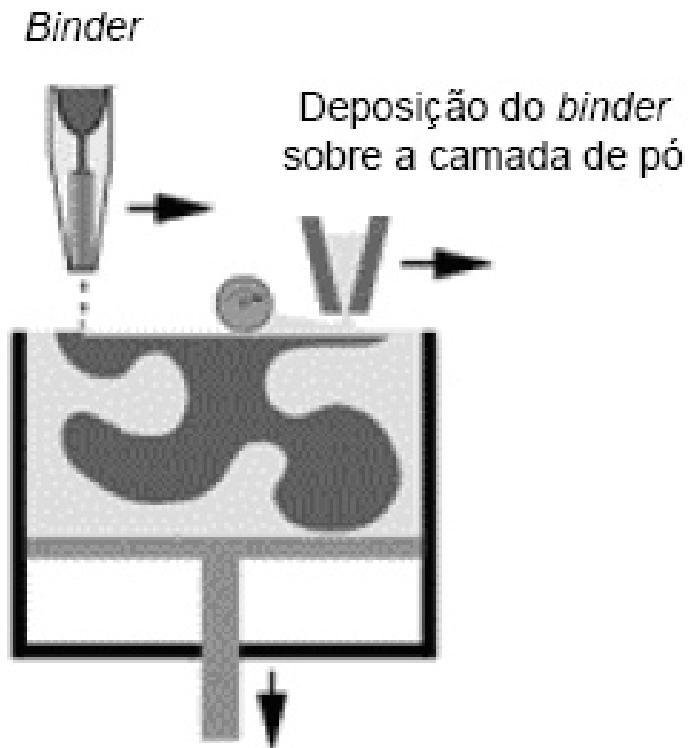


Figura 2.9 Impressora 3D – Diagrama Esquemático (Rapid Prototyping Primer, 2003)

Dentre as principais vantagens e desvantagens, podem-se citar:

**Vantagens:** Alta velocidade de construção do protótipo. O custo do equipamento e de seus materiais é relativamente baixo. Como o processo parte do princípio de uma impressora é possível criar modelos coloridos, como por exemplo protótipos com o rótulo do produto ou uma análise de CAE. Também é possível criar modelos flexíveis com o uso de elastômero.

**Desvantagens:** Pequenas peças não apresentam uma boa definição devido às tolerâncias grosseiras do processo. Os protótipos oferecem baixa resistência.

## CAPÍTULO 3

### CONFECÇÃO DE UMA PRÓTESE TIBIAL

#### 3.1 - Etapas da Fabricação

O procedimento para a obtenção de uma prótese pelo SUS, Sistema Único de Saúde do Brasil, dar-se inicialmente pela etapa de preenchimento de uma requisição do aparelho. O amputado carente passa por uma avaliação médica e sócio-econômica para poder receber o benefício. Após a aquisição do benefício, o mesmo submete-se a uma sessão para o preenchimento de uma ficha técnica conforme Portaria Nº388, de 28 de Julho de 1999 do ministério da saúde do Brasil para obtenção da prótese, onde é identificado o nível de amputação, tipo de equipamento, tipo de encaixe, material, medidas, etc. e que irá conter dados para confecção da perna mecânica (vide anexo A).

1. A fabricação é a etapa final do procedimento. Inicia-se pela avaliação do coto, com uma equipe, geralmente formada por um médico ortopédico e um protesista onde analisam-se pele, cicatrizes, arco de movimento, etc. Em seguida, o médico emite uma ordem ao protesista para a confecção da prótese. Daí em diante preenche-se uma ficha técnica (fig. 3.1) e o ortoprotesista toma medidas (vide anexo B), como circunferências, diâmetros, comprimentos, comprimento do pé, referencial de altura entre joelhos, medidas da perna saudia para a confecção estética da prótese. Atualmente, esse trabalho é realizado de forma manual utilizando-se fitas métricas comuns, caracterizando um trabalho bastante rudimentar, artesanal e como elevado grau de incerteza das medições como mostram as figuras 3.2 e 3.3 (fonte: [htt://www.orthoedu/dop](http://www.orthoedu/dop))  
Acesso em 009 de Agosto de 2007.



Figura 3.1 - Ficha técnica e material utilizado para prótese transtibial



Figura 3.2 - Tirada de medidas do coto

Essas medidas serão usadas na construção do molde positivo do cartucho que tem como principal material a atadura gessada, lápis, meia e o gesso calcinado. O molde tem função determinante na construção do cartucho, porque nele será projetada a estrutura de sustentação do paciente. As figuras 3.3 e 3.4 mostram a construção e um molde negativo pronto.



Figura 3.3 - Marcações de pontos de descarga



Figura 3.4 - Molde negativo pronto

De posse do negativo, parte-se para a próxima etapa que é a de confecção do molde positivo (espécie de coto em gesso) que será a base para a estrutura do cartucho final. O molde negativo é preenchido por uma determinada quantidade de gesso preparado, introduzindo dentro deste gesso um tubo de aço vazado com furos transversais para ser a sustentação do processo de retificação e o processo de vácuo (vide figuras 3.5 e 3.6).



Figura 3.5 - Molde negativo sendo preenchido com gesso



Figura 3.6 - Molde positivo preenchido

A construção do molde positivo continua sendo um trabalho todo artesanal e rudimentar, que após ser retificado passo a passo, retira-se ou acrescenta-se gesso, nos pontos de carga e descarga do corpo do coto. (vide figuras 3.7 e 3.8).



Figura 3.7 - Verificando medidas para retificação



Figura. 3.8 - Retificando pontos de carga/descarga

Um cartucho protótipo (semifinal) é obtido a partir desse molde positivo pelo processo a vácuo (Figura 3.9). Extraí-se a carcaça de polipropileno, quebrando o gesso, que serviu de positivo, dando acabamentos necessários.



Figura 3.9 - Termoformagem a vácuo do cartucho protótipo

O cartucho protótipo é usado para prova no paciente por ser feito com o material de polipropileno o qual oferece transparência para ajustes que por ventura apareçam (Figura 3.10). Outros componentes também são incorporados ao encaixe ortoprotético para formar o corpo protético das próteses transtibial ou transfemural protótipa.



Figura 3.10 - Testando o protótipo no paciente

Para fazer o cartucho final (definitivo) o ortoprotético terá duas opções: revestir o cartucho protótipo com resina ou aproveitá-lo para fazer um novo molde positivo definitivo. Caso opte pela ultima hipótese, têm-se os seguintes passos: reveste-se o molde com um saco de PVA, em seguida, aplicam-se camadas de malha de algodão (geralmente de 8 a 12 camadas) e manta de fibra de vidro (uma só camada com a finalidade de reforço estrutural). Em seguida, prepara-se a resina que é colocada por meio de outro saco de PVA, para conduzir a resina e fazê-la acomodar dentro do compartimento fechado do PVA, que tomará a forma do positivo quando processar o vácuo. As figuras 3.11 e 3.12 mostram a confecção do cartucho final.



Figura 3.11 - Preparação do positivo para laminação



Figura 3.12 - Aplicando a resina a vácuo (laminação)

Após a secagem da resina quebra-se o gesso, obtendo assim o cartucho definitivo para receber os componentes do corpo protético. Faz-se em seguida a conexão entre o cartucho e o corpo protético, sendo que a etapa seguinte é fazer o alinhamento estático, convidar o protesiado (paciente) para fazer outro teste de marcha e neste processo fazer o alinhamento dinâmico e inicia uma caminhada avaliativa do comportamento e a adaptação ao coto. As figuras 3.13 e 3.14 mostram os testes de alinhamento da prótese estático e dinâmico.



Figura 3.13 - Cartucho final e alinhamento estático



Figura 3.14 - Alinhamento dinâmico



Figura 3.15 - Prótese tibial pronta

Finalmente resta fazer a parte estética da prótese, que é dada o formato anatômico da perna lateral, que para isto usa-se uma espuma que é conformada por fresagem dando um formato anatômico sob medida da perna referencial (Fig. 3.15).

## CAPÍTULO 4

### CONFECÇÃO DE UMA PRÓTESE FEMURAL

#### 4.1 - Níveis de Amputações Transtibial e Transfemural

Há algumas diferenças básicas entre próteses transtibiais e transfemurais, que devem ser considerado. As amputações de membros superiores raramente são causadas por patologias vasculares, as quais, por outro lado, são responsáveis pelo maior número de amputações de membro inferior. As causas mais freqüentes de amputação de membros superiores são traumáticas e tumorais. Em amputações de membros inferiores as etiologias mais relacionadas são a processos vasculares, traumáticos, tumorais, infecciosos e congênitos (DEBASTIANE, 2005, CARVALHO, 2003). Apresentam-se abaixo três grupos de causas de amputação:

##### 1. *Por fatores externo (traumáticos)*

- Acidentes de trabalho ou transporte
- Lesões de guerra
- Outros acontecimentos traumáticos

##### 2. *Por doença*

- Tumores malignos (câncer)
- Problemas circulatórios (arteriosclerose)
- Infecções (ostemielite)
- Diabetes

### *3. Por deformações*

- Deformações congênitas
- Deformações adquiridas ( como por paralisia)

Estas causas levam o ortopedista a desarticulações que podem ser abaixo ou acima do joelho (transtibial e transfemural), correndo paralelo, as pegadas de medidas que diferenciam de uma para outra desarticulação.

#### **4.1.1 - Nível Transtibial**

- a. Amputações do terço distal da tíbia;
- b. Amputações do terço médio da tíbia;
- c. Amputações do terço proximal da tíbia;
- d. De 3cm abaixo do tendão patelar o limite do 1/3 médio, dentro deste bom nível, quanto maior melhor, boa alavanca e bom volume muscular.

#### **4.1.2 - Nível Transfemural**

- a. Amputação do terço distal da coxa;
- b. Amputações do terço médio da coxa;
- c. 7-8 cm partindo da virilha até a região dos côndilos. Neste nível de amputação, quanto maior for o coto, maior é a alavanca e o volume muscular.

#### **4.2 - Etapas da Fabricação Convencional**

Similarmente ao caso tibial, o ortoprotético inicia o processo da confecção do cartucho preenchendo uma ficha técnica, (vide a), conferindo as prescrições do ortopedista e fazendo anotações complementares. A ficha corresponde a um caso real

onde alguns dados do paciente são protegidos por tarja preta para evitar identificação.

É interessante observar que na ficha anterior, todo o perfil da prótese é definido com apenas quatro medidas no formato circunferencial das seções indicadas. Esse é um dos maiores motivos de tanto re-trabalho necessário até a confecção final dos moldes negativo e positivo. Soma-se a isso o alto grau de incerteza no processo devido à baixa resolução da instrumentação utilizada.

A próxima seqüência de gravuras (fonte <http://www.ortotec.com/ortoedu/dop>) ilustra os passos principais na confecção de uma prótese femural. As figuras já são auto-explicativas e, portanto, o autor evita a repetição de textos já transcritos no capítulo anterior sobre a confecção de prótese transtibial.



Figura 4.2 -Tomada de dados do paciente - transfemoral



Figura 4.3 - Avaliação do coto (força muscular)



Figura 4.4 - Medida circunferencial períneo

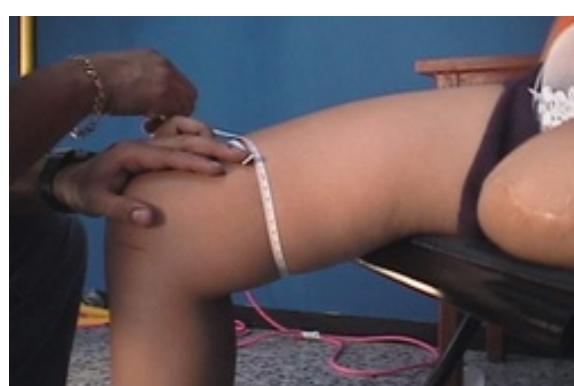


Figura 4.5 - Circunferência ao nível da coxa



Figura 4.6 - Circunferência ao nível da panturrilha



Figura 4.7- Circunferência a nível dos maléolos



Figura 4.8 - Medida do comprimento do pé



Figura 4.9- Altura da Articulação do Joelho



Figura 4.10 - Altura do ísquio até o chão



Figura 4.11-Medida do distal do coto



Figura 4.12-Verificando extensão do ísquio



Figura 4.13 - Início da moldelação do coto



Figura 4.14-Modelação completo do coto



Figura 4.15- Pressão na região do ísquio



Figura 4.16-Retirada do molde negativo



Figura 4.17-Molde negativo pronto



Figura 4.18 - Molde positivo após enchimento



Figura 4.19-Verificando Medições da ficha



Figura 4.20 - Novas verificações no positivo



Figura 4.21 - Retificando o positivo



Figura 4.22 - Positivo retificado e pronto



Figura 4.23 - Termoformagem do Positivo



Figura 4.24 - Colocando o cartucho termoformado



Figura 4.25 - Provando o cartucho



Figura 4.26 - Montagem do cartucho no corpo protético



Figura 4.27 - Alinhamento estático



Figura 4.28 - Teste dinâmico vista frontal



Figura 4.29 - Análise de Marcha (vista Posterior)

Após fazer os ajustes necessários entre o encaixe, corpo protético e a marcha do paciente, o protético segue adiante para fazer a prótese definitiva. Ou seja, o ortoprotético terá duas opções: revestir o cartucho com resina ou aproveitá-lo para fazer um novo molde positivo definitivo.

Caso opte pela ultima hipótese faz-se os seguintes passos: reveste-se o molde com um saco de PVA, em seguida, aplicam-se camadas de malha de poliéster com geralmente de 8 a 12 camadas e manta de fibra de vidro geralmente um só camada com a finalidade de reforço estrutural em seguida prepara-se a resina acrílica que é colocada por meio de outro saco de PVA, para conduzir a resina e fazê-la acomodar dentro do compartimento fechado do PVA, que tomará a forma do positivo quando processar o vácuo. Finalmente, as figuras 4.30 e 4.31 mostram a finalização da confecção do cartucho e a figura 4.32 ilustra o produto final.



Figura 4.30 - Preparando positivo para laminação



Figura 4.31 - Adicionando malha de vidro



Figura 4.32 - Prótese transfemural pronta

## CAPÍTULO 5

### O SISTEMA OrtoCAD: RESULTADOS E DISCUSSÕES

#### 5.1 - Leitor Eletromecânico

O Leitor Eletro-Mecânico fornece dados para alimentar o sistema computacional denominado de OrtoCAD que é o objeto essencial desse trabalho de pesquisa. O leitor corresponde a um equipamento que está sendo concebido, projetado e construído pelo grupo de pesquisa em Mecânica Computacional da UFRN (espécie de scanner tridimensional simplificado) para possibilitar a aplicação de conceitos de engenharia reversa no projeto e fabricação de próteses ortopédicas. Atualmente existe um protótipo do equipamento que ainda está em fase de testes e, portanto, sofrendo transformações contínuas para melhor adequá-lo as funcionalidades previstas no projeto original.

Considerando que o equipamento ainda não foi patenteado e que é tema de um outro trabalho de pós-graduação, não serão apresentados nessa dissertação maiores detalhes construtivos do mesmo. A ênfase se restringirá aos resultados do escaneamento 3D produzidos pelo equipamento. Entretanto, a figura 5.1 mostra, ainda que superficialmente, uma imagem geral do primeiro protótipo do leitor desenvolvido.

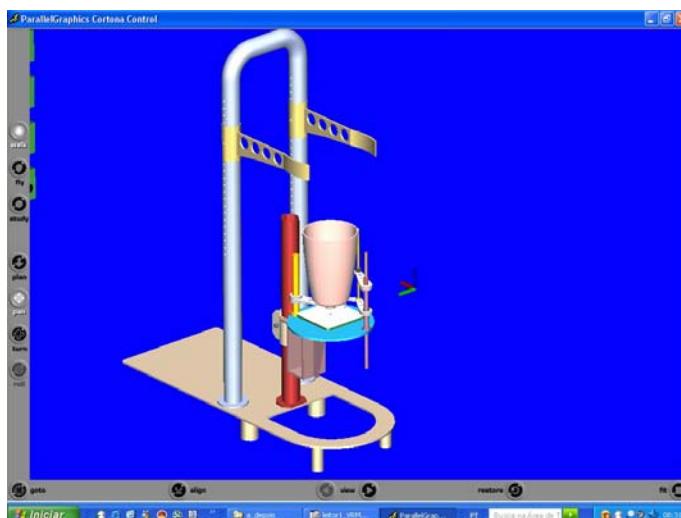


Figura 5.1 - Imagem virtual do leitor

Dessa forma, esse protótipo, ainda em fase de testes, significa o sucesso da parceria e, portanto, o primeiro resultado concreto de um trabalho de equipe. Nesse estágio de evolução, pode-se afirmar que o equipamento, apesar de apresentar algumas deficiências construtivas já demonstrou ser capaz de obter, mecanicamente e com menor grau de incerteza, da geometria espacial de um coto ou da perna sadio. Apesar do autor ainda não ter quantificado esse ganho, é fácil de observar qualitativamente essa afirmação pela qualidade das imagens gráficas obtidas até o momento.

A figura 5.2 corresponde ao registro da primeira vez em que o equipamento construído foi utilizado por um paciente para a digitalização de um coto real.



Figura 5.2 - Digitalização de um coto transfemural no leitor eletro-mecânico

## 5.2 - A Interface CAD

A metodologia utilizada para o desenvolvimento incluiu a aplicação de conceitos engenharia reversa para gerar computacionalmente a representação do coto e/ou a imagem reversa do membro sadio. O software permite o desenho de um cartucho personalizado através da leitura de dados enviados pelo leitor eletro-mecânico que foi projetado e construído na academia exclusivamente para esse fim.

A teoria CAD aplicada na construção do OrtoCAD permite avançar etapas do processo de fabricação convencional das próteses indo direto para obtenção do molde positivo ou cartucho protótipo (semifinal). Produz-se um modelo CAD sólido 3D do cartucho da prótese incluindo uma espessura experimental que pode ser utilizada na análise por elementos finitos (FEA) de esforços de acordo com o peso particular de cada amputado. Também foram criadas funções para permitir que os modelos computacionais das próteses reproduzissem o mais fielmente possível o perfil de cada paciente. Dentre outras funções disponibilizadas pelo o programa citam-se: desenho em arame do modelo, renderização, ferramentas de ampliação (zoom), etc.

A figura 5.3 ilustra a interface criada para o OrtoCAD.

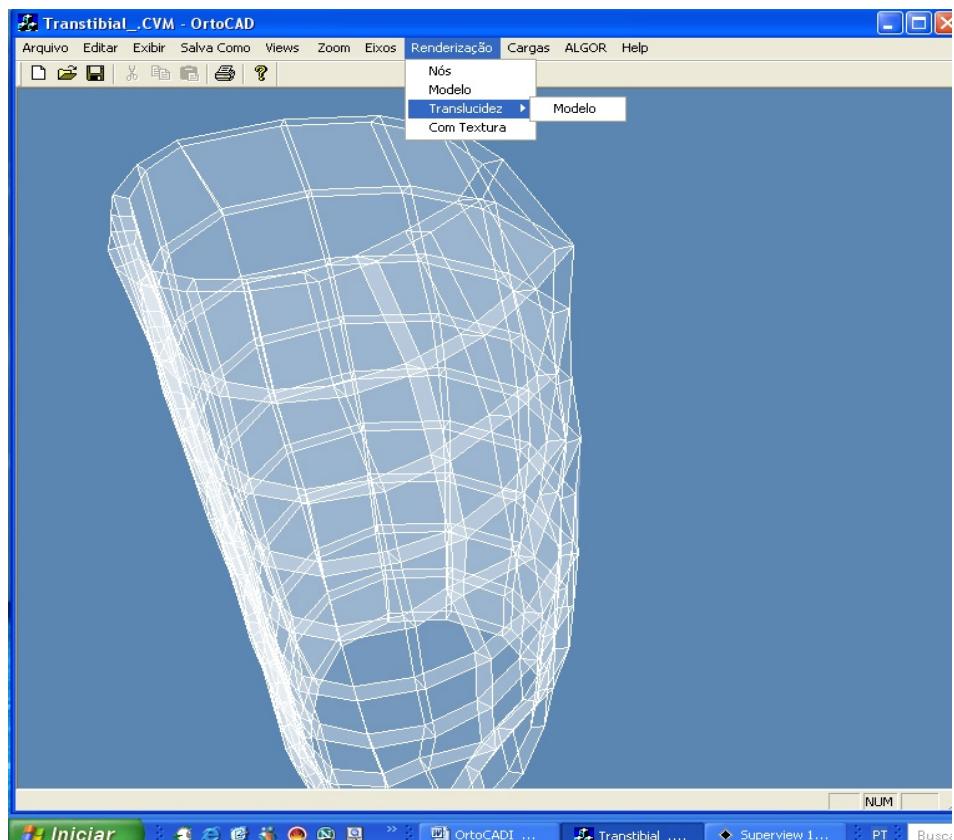


Figura 5.3 - Cartucho na Interface CAD

### 5.2.1 - O Arquivo de *INPUT* para o OrtoCAD

As várias seções transversais de um coto são reproduzidas graficamente em disco de papel milimetrado (forma mecânica) ou digitalizadas por dispositivo similar a um mouse/caneta ótica (forma eletrônica) e repassadas ao computador que as armazenam em um formato próprio idealizado para esse fim.

A figura 5.4 ilustra graficamente as coordenadas x, y das várias seções transversais (diferentes valores de z) de um coto transfemural superpostas em um único disco milimetrado.

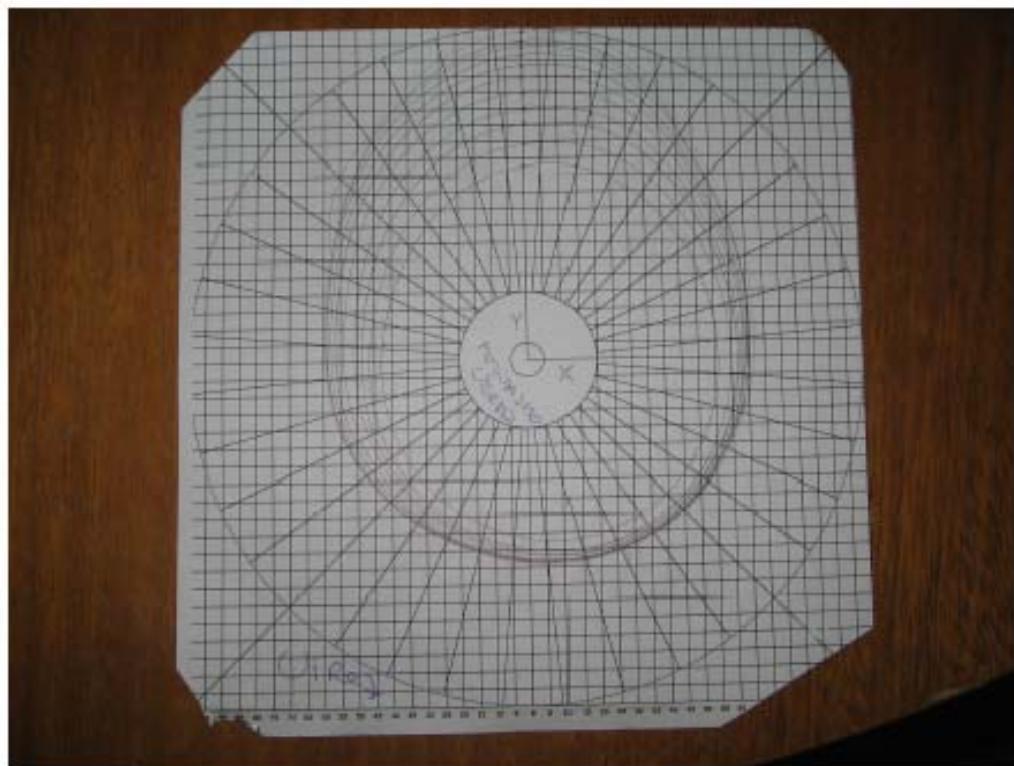


Figura 5.4 - Disco com os resultados gráficos da leitura mecânica de coto transfemural.

Os valores das coordenadas x, y e z das diferentes seções de um coto lido mecânica (em um disco de papel) ou eletronicamente (digitalizado oticamente) são então armazenados em um arquivo com formato próprio com extensão “LEM” (significando oriundo do Leitor Eletro-Mecânico). Essas informações associadas àquelas

referentes ao material (Poisson, módulo de Elasticidade, etc.) e espessura de cartucho desejável são então a bases do arquivo de INPUT para o OrtoCAD.

Detalhes do peso do paciente, opções de novos materiais e alterações na espessura são digitados em caixas de diálogos criadas especificamente para esse fim. A cada alteração o OrtoCAD gera automaticamente um novo modelo CAD e pode reavaliar os resultados obtidos no módulo CAE até chegar ao projeto final do cartucho. A representação sólida do molde positivo também é re-gerada automaticamente a cada alteração dos valores supracitados. A figura 5.5 adiante ilustra com detalhes os campos correspondentes das várias partes que integram um arquivo LEM (INPUT) para o OrtoCAD.

**ARQUIVO\_DO\_LEITOR\_ELETROMECANICO**  
**Coordenada\_da\_origem**

<b>NS</b>	<b>ND</b>	<b>xi</b>	<b>yi</b>	<b>Espessura</b>	<b>Id_Mat</b>	<b>E</b>	<b>Poisson</b>
2	10	0	0	4	1	1500	0,3

<b>Id</b>	<b>Seção</b>	<b>x</b>	<b>y</b>	<b>z</b>
0	1	0.0	1.97	1.0
1	1	0.12	1.29	1.0
2	1	0.47	0.68	1.0
3	1	1.00	0.24	1.0
4	1	1.65	0.0	1.0
5	1	2.35	0.0	1.0
6	1	3.00	0.24	1.0
7	1	3.53	0.68	1.0
8	1	3.88	1.29	1.0
9	1	4.00	1.97	1.0
10	2	3.88	2.65	2.0
11	2	3.53	3.26	2.0
12	2	3.00	3.70	2.0
13	2	2.35	3.94	2.0
14	2	1.65	3.94	2.0
15	2	1.00	3.70	2.0
16	2	0.47	3.26	2.0
17	2	0.12	2.65	2.0
18	2	0.51	1.97	2.0
19	2	0.60	1.46	2.0

**NS ( Número de seções) - ND (Número de Divisões)**

**Xi, Yi e Zi (Coordenadas iniciais de referência) - Espessura (Espessura da parede do cartucho) E – módulo de Elasticidade**

**Id ( Identidade do Vértice) Seção – Parte a que o vértice pertence**

Figura 5.5. Detalhamento do arquivo LEM (INPUT para o OrtoCAD)

### 5.3 - Engenharia Reversa no ORTOCAD

Na Engenharia Reversa, como o próprio nome diz, o processo ocorre de trás para frente, ou seja, o modelo físico já existe e necessita-se do modelo virtual para que as etapas da engenharia possam ser formuladas e poder ser utilizado em diversas aplicações. Segundo Lima [2003], o processo de Engenharia Reversa pode ser dividido em duas etapas: a digitalização do produto e a criação do modelo CAD a partir dos dados digitalizados:

*1. Digitalização do produto:* “invariavelmente este é o primeiro passo do processo e existe uma enorme variedade de equipamentos dimensionais para este fim. As duas principais funcionalidades exigidas de um equipamento de digitalização são: evitar estragos no protótipo e velocidade de trabalho. Na digitalização obtém-se uma nuvem de pontos sendo que a distância entre eles é muito importante para obter uma captação satisfatória da superfície, especialmente em regiões onde há uma rápida mudança de curvatura.”

*2. Criação do modelo CAD a partir dos dados digitalizados:* “este é o passo crucial no processo de Engenharia Reversa, já que os dados são apresentados como nuvem de pontos no espaço. A geometria deve ser assentada sobre estes pontos, sendo uma etapa essencialmente manual, cuja interação e descrição são determinadas pelo usuário. Muitos autores não acreditam que o sistema seja capaz de fazer todo o processo automaticamente sem nenhuma intervenção manual para objetos de complexidade razoável.”

O projeto **OrtoCAD** segue basicamente o mesmo princípio. A partir da leitura de um modelo existente (i.e. coto e/ou perna sadia) é realizada a sua digitalização por meio de um scanner bidimensional, fazendo uma leitura eletromecânica, transformando-a em uma malha tridimensional.

A qualidade dessa malha é definida pelo número de leituras (i.e. número de divisões em torno perfil “circular”) em uma seção e pela quantidade de seções lida

ao longo da altura da perna. A decisão desse campo de digitalização é definida pelo ortoprotesista em função da maior ou menor grau de incerteza de medição a que se pretende chegar. Entretanto, sugerem-se, pelo menos, leitura de um ponto a cada 10° graus de giro do eixo vertical da perna (número de divisão por seção). Alternativamente, observou-se que em torno de 20 leituras em volta de uma seção apresenta aspecto visual qualitativamente razoável.

Para os eixos X, Y e Z são possíveis usar fatores de escala diferentes em regiões do modelo existente do coto e, automaticamente, gerar o arquivo LEM (Leitura Eletromecânica).

Embora não sendo o foco final do trabalho, no OrtoCAD está preliminarmente integrada uma ferramenta de análise de elementos finitos (CAE) através de um software comercial denominado ALGOR, que pode gerar alguns diagnósticos das deformações e carregamentos possíveis no corpo protético. Com essa integração já é possível, de forma simplificada, obter:

- Análises de tensões;
- Análise deformações;
- Selecionar o tipo de material usado para a fabricação do protótipo;
- Obter relatórios de todo o processo.

Maiores detalhes dessa interface CAE são descritos na seção 5.4.

A figura 5.6 mostra, resumidamente, o ciclo de Engenharia Reversa utilizado no OrtoCAD.

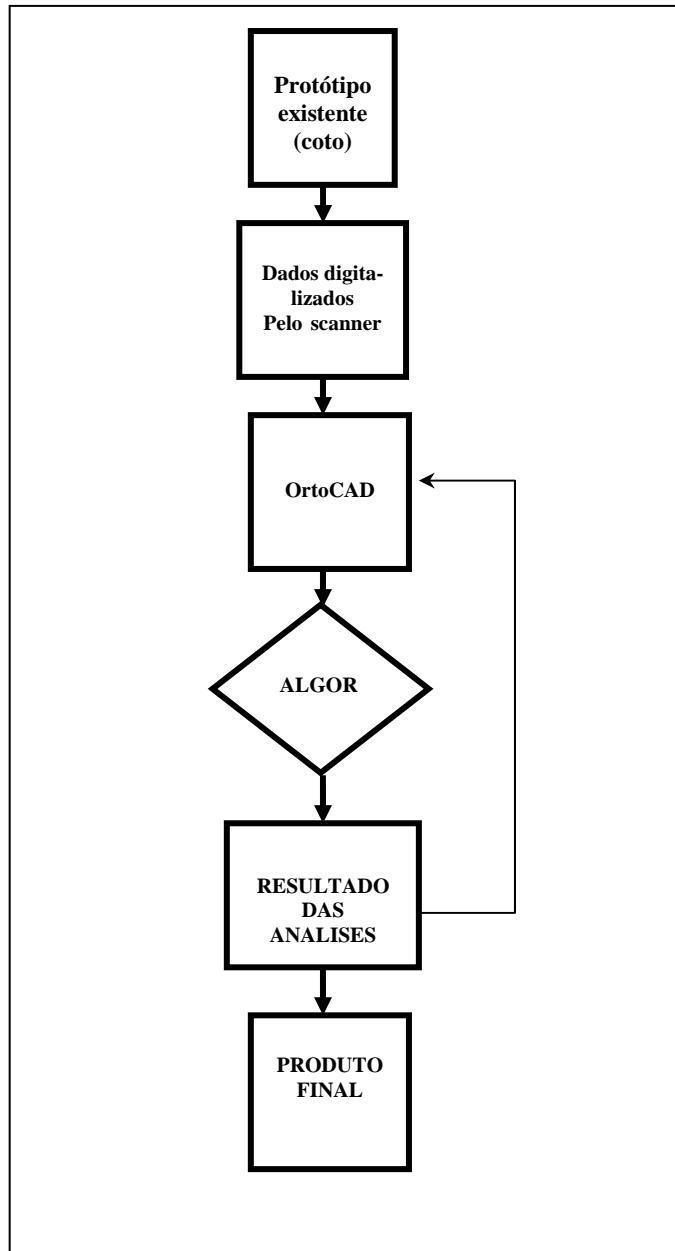


Figura 5.6 - Ciclo de operações do OrtoCAD

No OrtoCAD o processo de engenharia reversa é completo. Os dados enviados pelo leitor eletromecânico são automaticamente transformados, não apenas em uma malha extraída por uma nuvem de pontos, mas sim em um modelo CAD sólido 3D do cartucho protótipo ou molde positivo que poderá ser, em seguida, usado em ambiente CAE comercial ou acadêmico.

As figuras 5.7 e 5.8 mostram resultados gráficos da leitura de uma tíbia real.



Figura 5.7- Perna real scaneada.

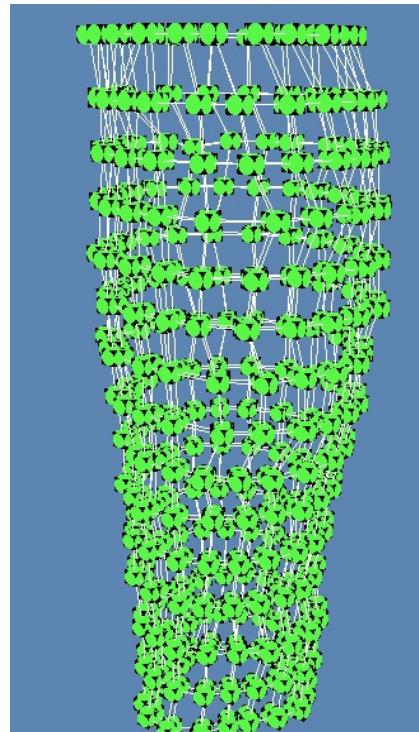


Figura 5.8 – Nuvem de pontos e malha 3D

#### **5.4 - Arquivo de Dados CVM (Coto Visto em Malha)**

A forma eletrônica criada para armazenar as informações sobre um coto estudado (Arquivo **CVM** - Coto Visto em Malha), contém dados da geometria do coto/cartucho/molde, esforços solicitantes na estrutura e condições de contorno. O formato elaborado corresponde ao *output* (arquivo de saída) do OrtoCAD e contempla estrutura similar àquela com que o software ALGOR (software comercial utilizado no projeto) ler os dados de acordo com seu próprio formato. A partir dessa composição foram desenvolvidos algoritmos para a leitura e armazenamento de arquivos de interesse.

Um modelo CAD de um produto possui em sua estrutura varias informações inerentes ao tipo de trabalho a que se propõe. Da mesma maneira, a estrutura CVM traz informações diversas sobre o modelo, tais como: quantidade de nós, quantidade de elementos, faces dos elementos, tipos de carregamento aplicado, direção do carregamento, condições de contorno, etc. No OrtoCAD o carregamento devido ao peso

do paciente é, automaticamente, distribuído por todas as regiões do cartucho/molde para visualização e análise de tensão e deformação no módulo CAE. A figura 5.9 ilustra esforços de compressão em um cartucho com espessura de 4 mm. A figura 5.10 ilustra os graus de liberdade (condições de contorno) de alguns nós do cartucho exemplificado.

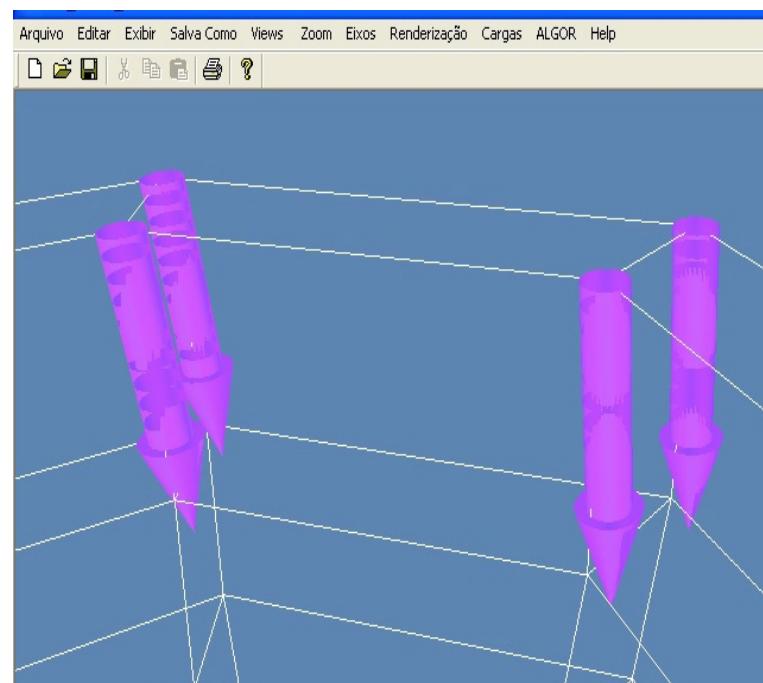


Figura 5.9 - Visualização ampliada da distribuição do peso do paciente pelos nós

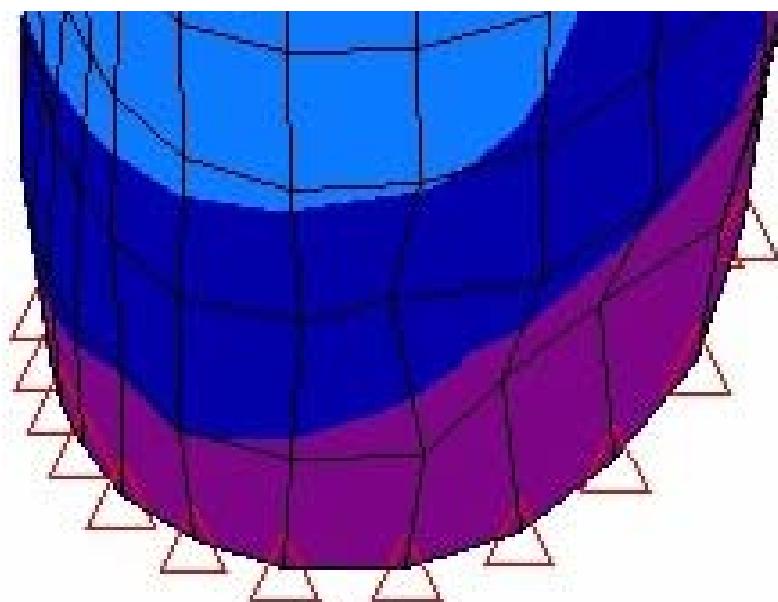


Figura 5.10 - Visualização ampliada das condições de contorno dos nós inferiores

Esse conjunto de informações torna o arquivo com maior diversidade de aplicações. A figura 5.11 ilustra um exemplo didático da forma de armazenamento dos dados de um modelo CVM para um objeto simples.

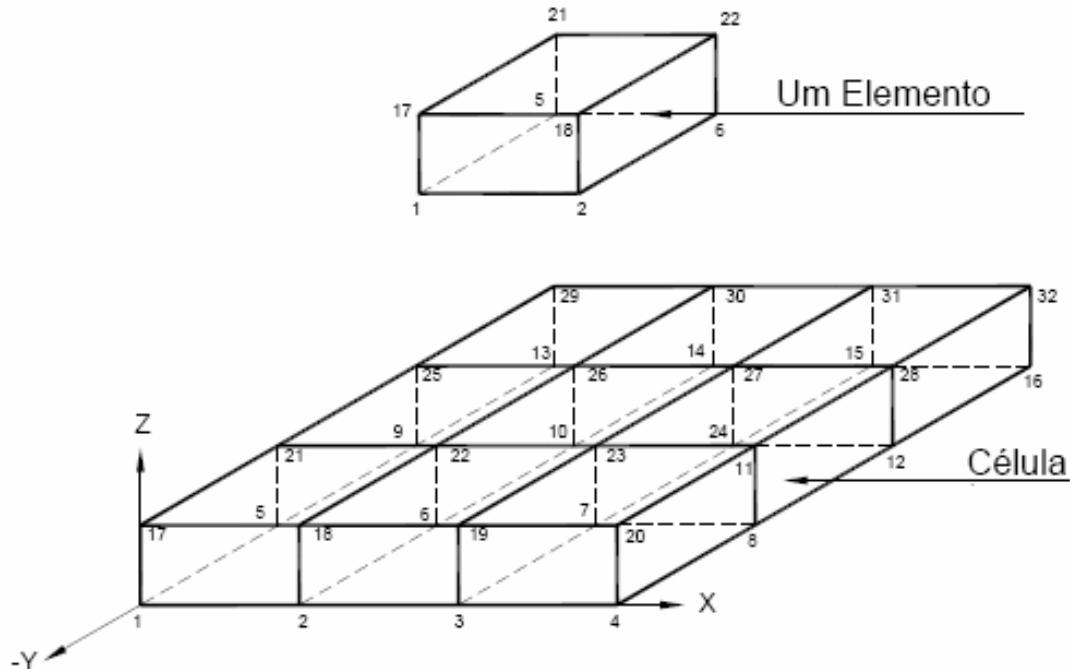


Figura 5.11 - Forma de armazenamento de dados de uma célula de coto no OrthoCAD

A estrutura de dados criada nessa pesquisa está descrita detalhadamente a diante. Ela contempla parcialmente o padrão esperado de armazenamento de dados para a grande maioria dos softwares de elementos finitos disponíveis no mercado. Com isso, a estrutura CVM se torna compatível com outros softwares comerciais de elementos finitos (ex: ABAQUS, ALGOR, etc.).

Considerando a complexidade e extensão da nuvem de pontos 3D produzida por um arquivo real obtido pela leitura de um coto, decidiu-se por apresentar apenas uma região espacial correspondente a uma pequena célula didática conforme já ilustrada na figura anterior. Apesar de simplificada, se o leitor compreendê-la, não terá nenhuma dificuldade quando se deparar com um arquivo real de maior extensão e complexidade. A estrutura CVM tem o seguinte formato e detalhamento:

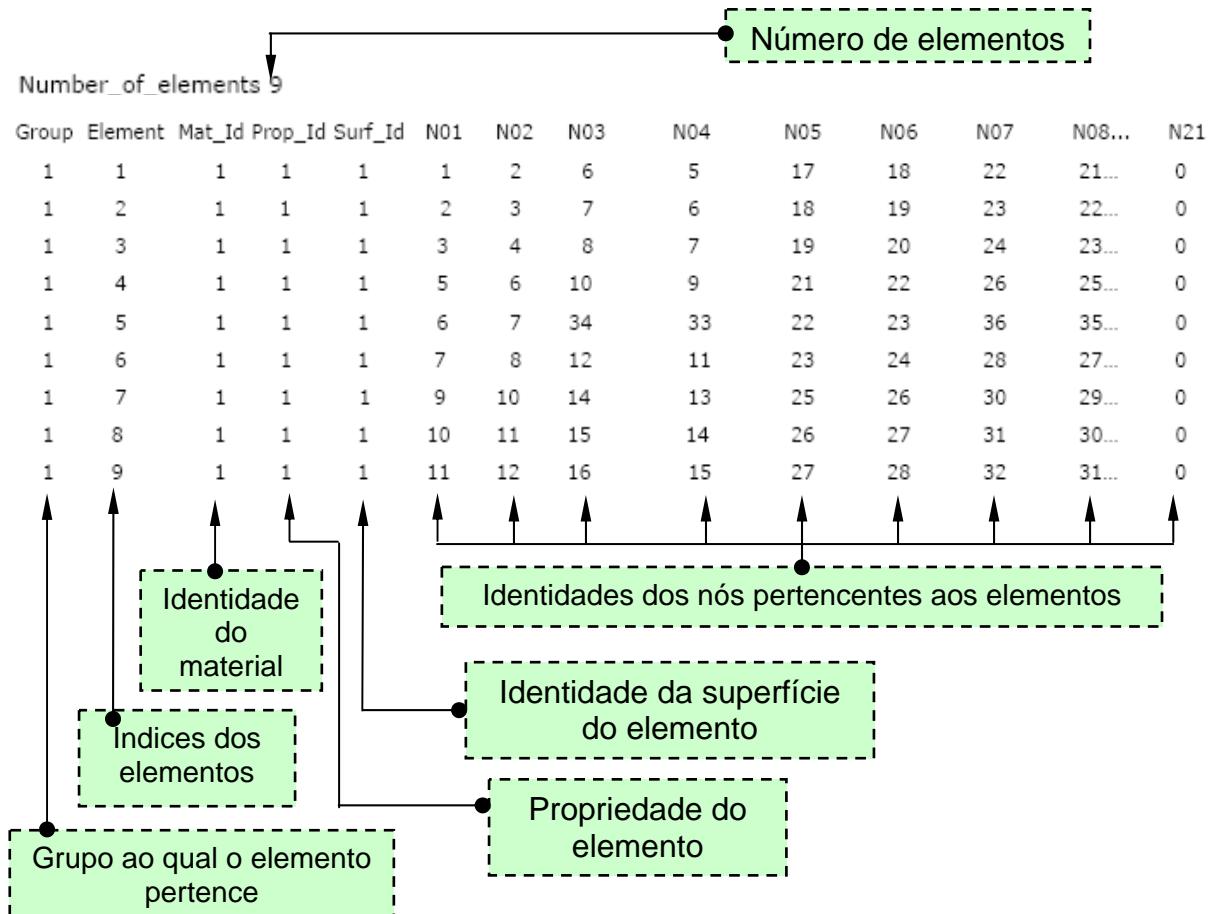
### Informações dos nós

Number_of_nodes			Número de nós	Propriedade do nó Material do nó
X	Y	Z	Dofs	Prop_Id
0	0	0	101111	0
1	0	0	101111	0
2	0	0	101111	0
3	0	0	101111	0
0	1	0	101111	0
1	1	0	101111	0
2	1	0	111111	0
3	1	0	111111	0
0	2	0	111111	0
1	2	0	101111	0
2	2	0	100111	0
3	2	0	101111	0
0	3	0	101111	0
1	3	0	101111	0
2	3	0	101111	0
3	3	0	111111	0
0	0	0.5	111111	0
1	0	0.5	111111	0
2	0	0.5	101111	0
3	0	0.5	101111	0
0	1	0.5	101111	0
1	1	0.5	101111	0
2	1	0.5	101111	0
3	1	0.5	101111	0
0	2	0.5	111111	0
1	2	0.5	111111	0
2	2	0.5	111111	0
3	2	0.5	111111	0
0	3	0.5	111111	0
1	3	0.5	111111	0
2	3	0.5	111111	0
3	3	0.5	111111	0

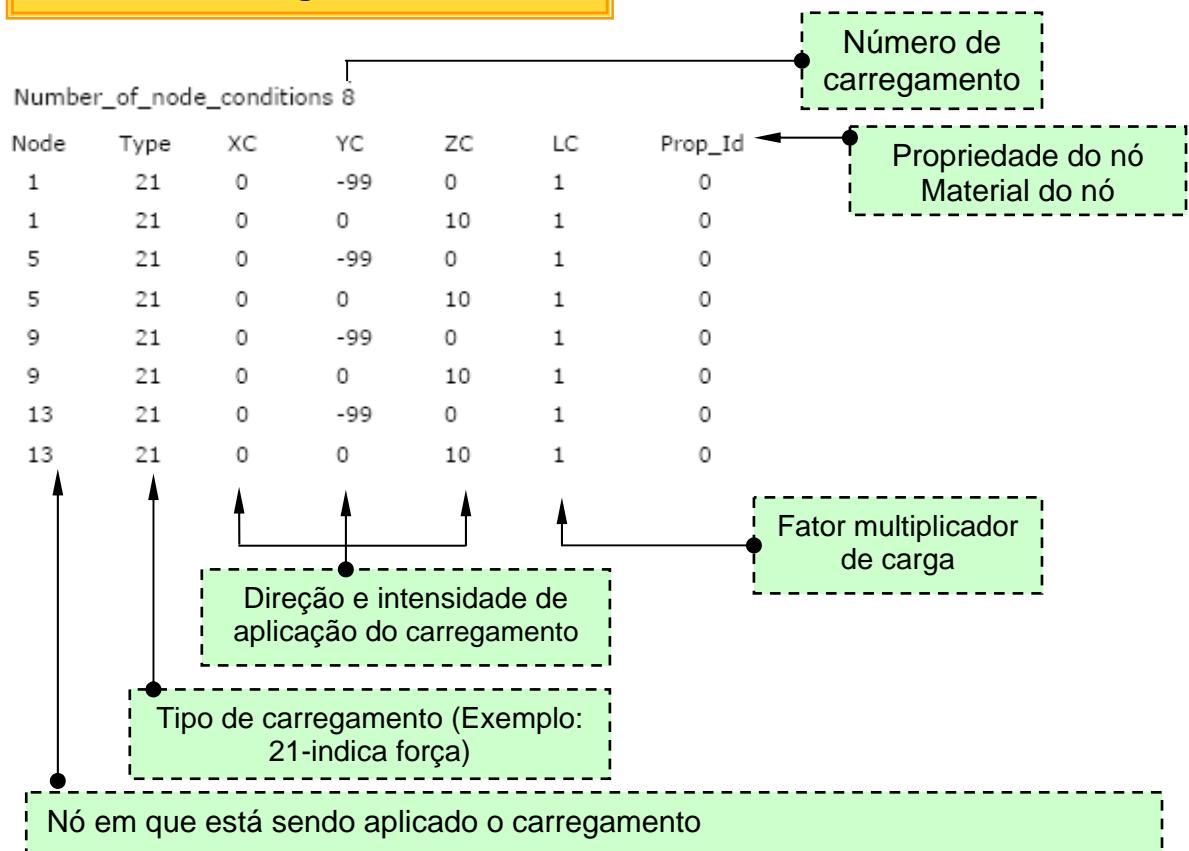
↑ ↑ ↑      ↑ ↑

Coordenadas dos nós      Graus de liberdade dos nós em relação à rotação e translação (Exemplo: 111111 - preso em todas as direções para rotacionar e transladar)

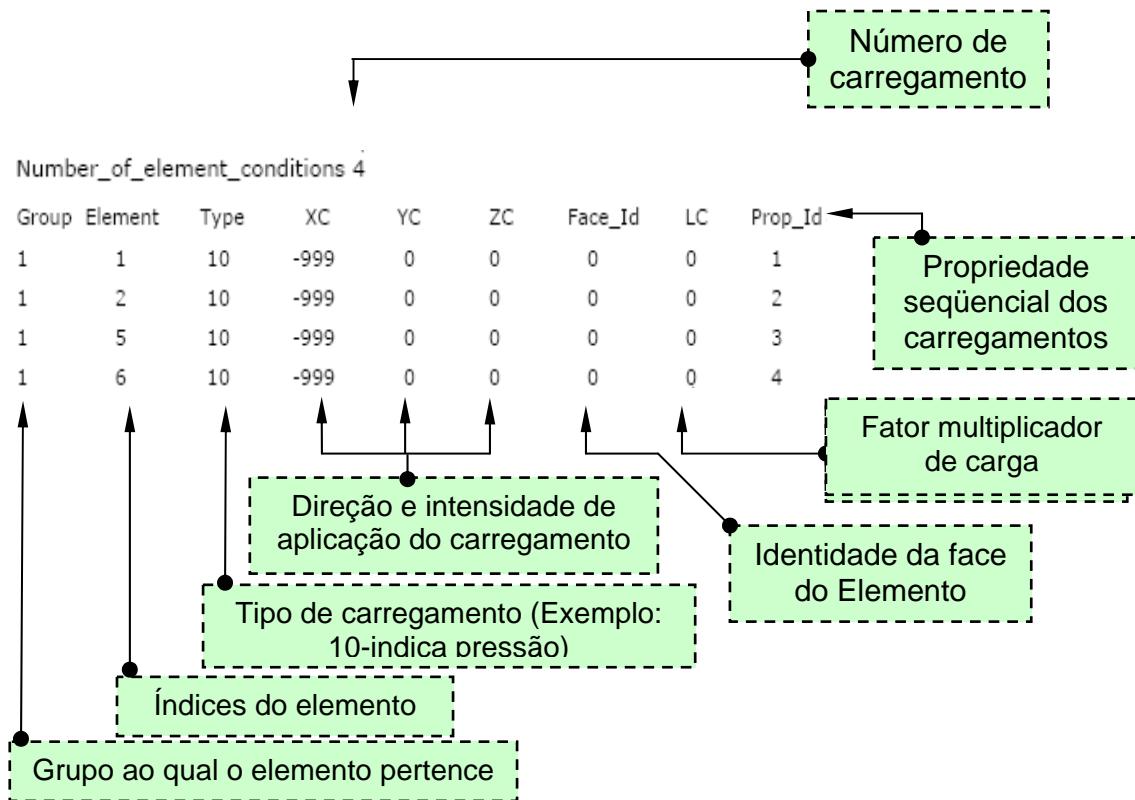
## Informações dos elementos



## Número de carregamentos nos nós



## Número de carregamentos no elemento



## 5.5 - Interface Com o Software CAE

Apesar de não constar entre os objetivos inicialmente propostos nessa pesquisa, foi desenvolvidos os primeiros passos da criação de um módulo CAE dentro do OrtoCAD de forma a mostrar sua potencialidade de expansão nessa direção. No momento OrtoCAD apresenta compatibilidade com o pacote comercial CAE denominado ALGOR. Esse módulo CAE simplificado corresponde a uma interface genérica desenvolvida para integrar OrtoCAD com softwares comerciais onde algumas ferramentas CAE dos softwares de elementos finitos contemplam o projeto. A figura 5.12 a seguir ilustra a facilidade de comunicação entre o OrtoCAD e o pós-processador (*superview*) do software FEM comercial Algor.

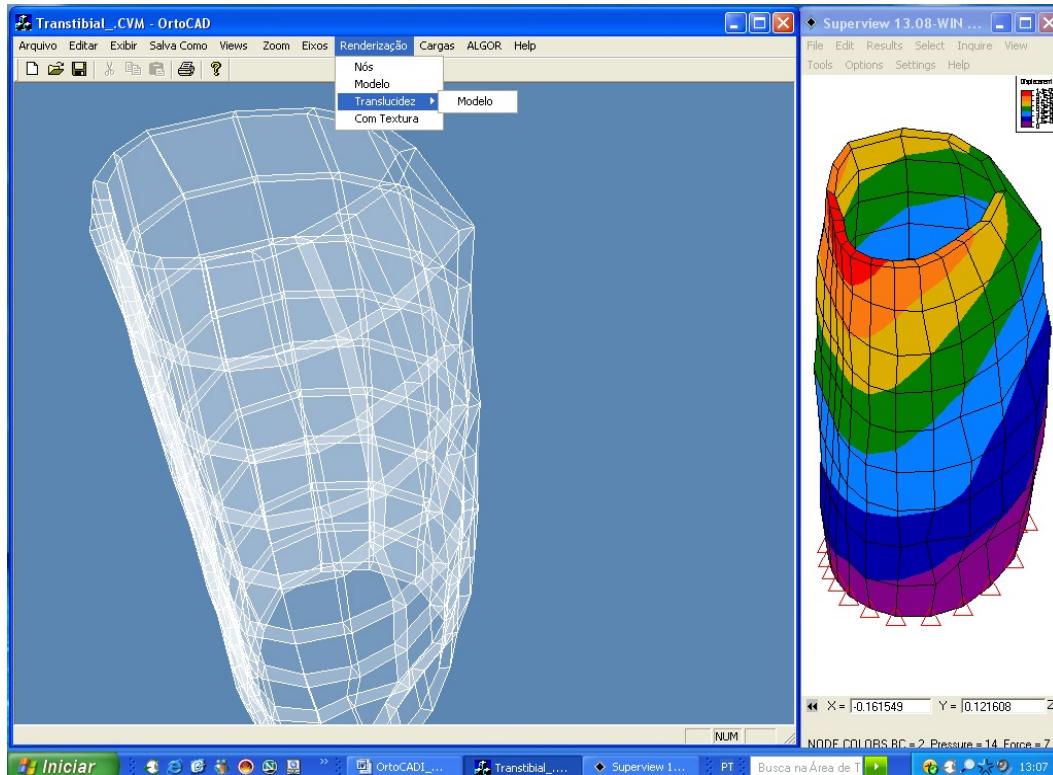


Figura 5.12 - Comunicação OrtoCAD e Algor.

Nesse mesmo módulo pode-se visualizar distribuição de tensão através do critério de resistência de Von Misses após a aplicação do peso do paciente (vide fig. 5.13).

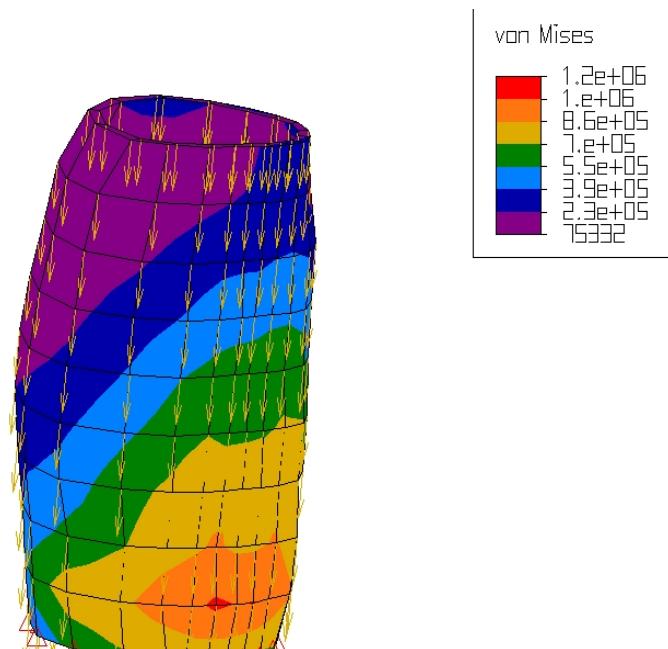


Figura 5.13. Distribuição de tensão em uma tíbia devido ao peso do paciente

Também é possível verificar a deformação de um cartucho antes e depois da aplicação do esforço mecânico correspondente ao peso desse mesmo paciente (vide figura 5.14).

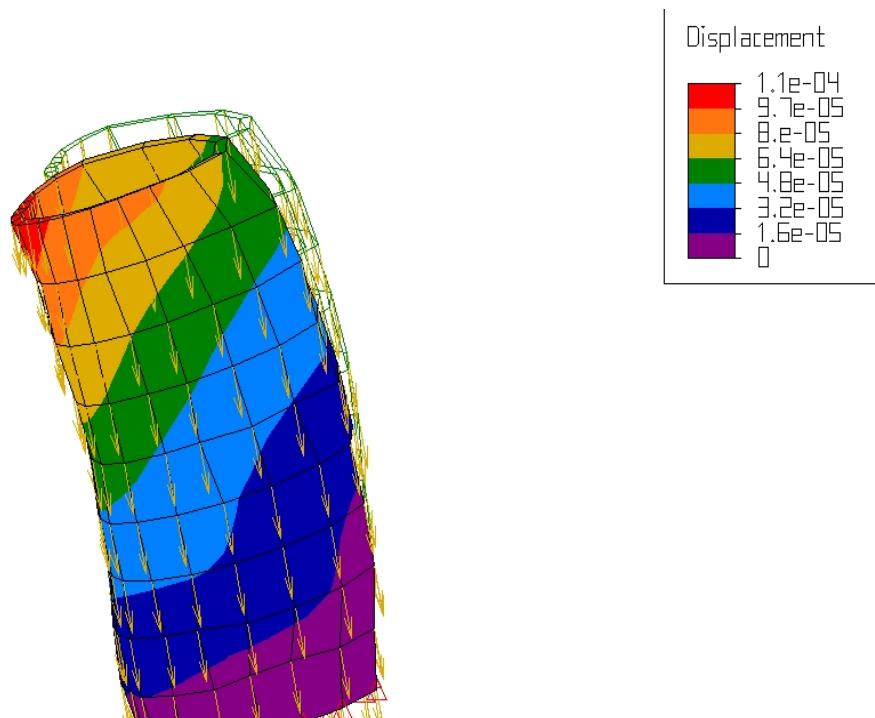


Figura 5.14 - Deformação do cartucho antes (aramado) e após aplicação do peso do paciente.

## 5.6 - Ambiente de Realidade Virtual

A visualização em realidade virtual está disponível no OrtoCAD como opção de chamada para a criação automática de um ambiente simplificado no formato VR-ML (Virtual Reality Modeling Language) representando o cartucho/molde da prótese estudada. Neste ambiente o usuário é capaz de visualizar simulações previamente elaboradas dos casos particulares de interesse com todas as vantagens que a tecnologia de Realidade Virtual pode oferecer.

A figura 5.15 adiante mostra o ambiente virtual produzido no OrtoCAD para visualizar um cartucho de prótese tibial.

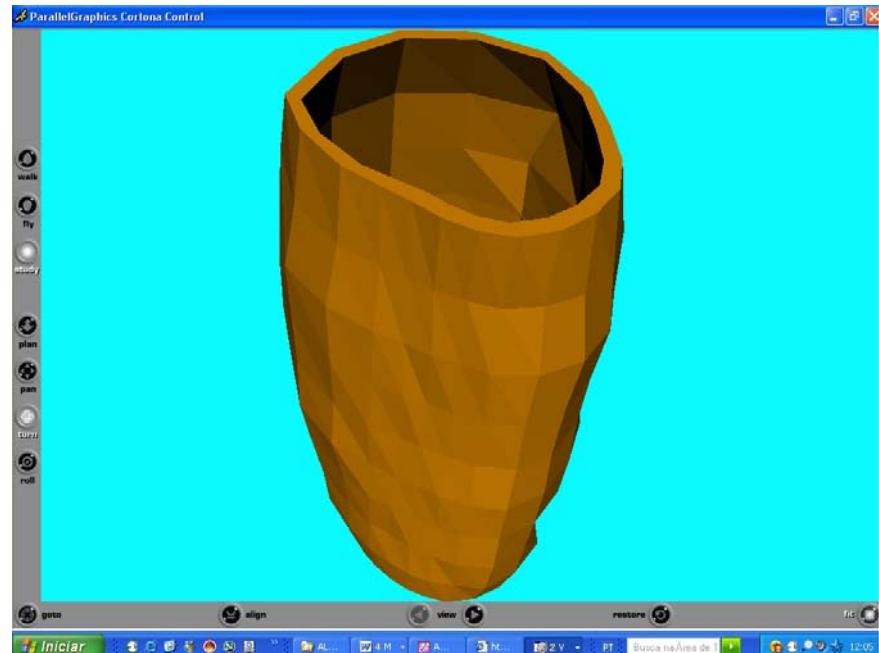


Figura 5.15 - Tíbia vista em um ambiente de Realidade Virtual

Pode-se ajustar vistas importantes das regiões com concentrações de tensão, bem como realizar a animação bastante amplificada correspondente da deformação no cartucho. (vide figura 5.16)

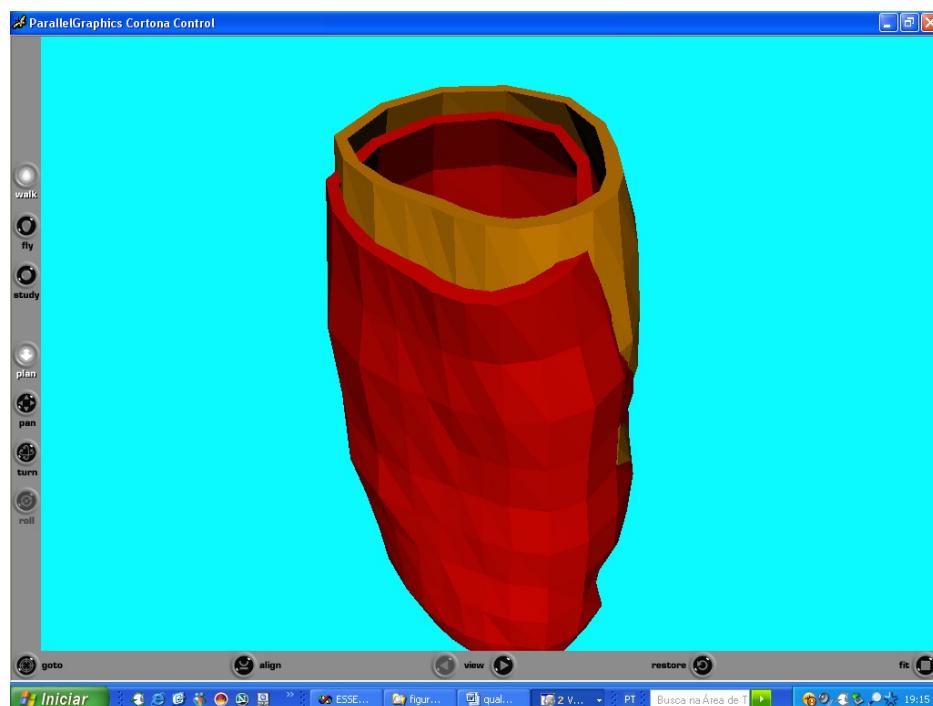


Figura 5.16 - Deformação de uma tíbia animada em um ambiente de RV

O cartucho menor em vermelho representa sua geometria após a deformação sofrida pelo esforço devido ao peso do paciente. Uma grande vantagem da tecnologia de Realidade Virtual é que o fator de amplificação da imagem é ilimitado. Por menor que seja uma deformação, não haverá dificuldade para visualizá-la.

Finalmente, ressalta-se que, devido a sua simplicidade, esses arquivos no formato VRML ocupam espaço reduzido, podendo ser transportado em um CD comum até um laboratório de realidade virtual com monitor de projeção, onde se pode visualizar o conteúdo do arquivo no espaço 3D com o uso de periféricos (ex: óculos, luvas, capacete, etc.).

## CAPÍTULO 6

# CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

### 6.1 - Conclusões

Nesse projeto foi investigada uma solução computacional 3D baseada em engenharia reversa (OrtoCAD) para auxiliar na fabricação de próteses ortopédicas dos tipos transtibial e transfemural. Como conclusões obtidas a partir dos resultados alcançados têm-se:

- a) O dispositivo eletro-mecânico de leitura tridimensional projetado e construído durante esse projeto pesquisa se mostrou adequado ao trabalho por permitir aplicar os conceitos de engenharia reversa para obter informações geométricas (scanning) da perna sadia e/ou do coto (i.e. parte remanescente do membro amputado).
- b) O modelo gerado pelo leitor eletromecânico apresenta qualitativamente menor grau de incertezas nas medições, pois comparado ao processo de produção do molde positivo e/ou do cartucho de prova, deixa de ser puramente artesanal, dependente da habilidade do protético, para ser um trabalho de engenharia contemplando novas tecnologias e todos os seus aspectos pertinentes.
- c) A hibridização de tecnologias envolvendo a aplicação conjunta da linguagem de programação orientada ao objeto C++, engenharia reversa, computação gráfica e teoria de modelagem CAD se mostrou bastante satisfatória no processo de interpretação e transformação do oceano de pontos no espaço para possibilitar a geração da malha 3D da superfície da perna amputada.

- d) Diferentemente da grande maioria dos sistemas de engenharia reversa encontrados na literatura, o modelo de casca 3D (extraída da nuvem de pontos) da perna é, automaticamente, trabalhado no OrtoCAD para produzir um verdadeiro modelo CAD sólido 3D do cartucho de prótese incluindo uma espessura experimental que pode ser enviado para a análise de esforços em um programa de elementos finitos de acordo com o peso particular de cada paciente.
- e) Esse modelo sólido também pode ser convertido para o formato de stereolitografia e enviado diretamente para confecção do molde positivo ou cartucho protótipo (de prova) em máquinas de prototipagem rápida, entretanto a limitação devida aos custos desses sistemas ainda proporciona um caráter proibitivo para sua aplicação.
- f) A construção automática do modelo sólido 3D CAD B-Rep (Boundary Representation) da perna, já subdividido em uma malha de elementos finitos, facilita a utilização de ferramentas de computação gráfica para a visualização do desenho do cartucho da perna na tela do computador, possibilita ainda a implementação de funções do tipo: textura personalizada, renderização e translucidez, além de, finalmente, criar as bases para uma interface direta (on-line) com um ambiente de engenharia assistida por computador (CAE/FEM) comercial ou acadêmico.

Finalmente, pode-se afirmar que a aplicação da engenharia reversa traduz a individualidade de cada paciente por permitir verdadeira personalização de cada prótese estudada e construída.

### **6.1.2 - Sugestões para Trabalhos Futuros**

Após uma reflexão sobre alguns pontos importantes do atual sistema desenvolvido nessa pesquisa, o autor apresenta as seguintes sugestões para futuros trabalhos:

- a) Considerando algumas deficiências dos pacotes CAE comerciais em se trabalhar adequadamente com materiais compósitos (i.e. critérios de resistência voltados para metais – ex: Von Misses), sugere-se desenvolver um processador acadêmico de elementos finitos para atender as necessidades específicas do projeto de próteses tibiais e femurais.
- b) Sugere-se expandir o OrtoCAD para incluir uma interface direta (on-line) com um ambiente de engenharia assistida por computador (CAE/FEM) acadêmico mencionado no item anterior.
- c) O OrtoCAD precisa ser ampliado para levar em consideração efeitos dos carregamentos dinâmicos, bem como incluir esforços de pressão nas paredes internas do cartucho que influenciam na sua deformação radial. Algumas pesquisas recentes aplicando elementos finitos para analisar esforços em próteses tibiais e femurais podem ser encontradas nas referências [PEERY,2005 ,JIA,2004 e LIN,2004].
- d) Um outro trabalho bastante interessante seria o de ensaiar e caracterizar os materiais utilizados atualmente nas próteses ortopédicas e ampliar a biblioteca de materiais utilizada pelo OrtoCAD para contemplar esses novos valores. Também poder-se-ia utilizar o OrtoCAD para avaliar a possibilidade de construir essas próteses utilizando fibras regionais.
- e) Finalmente, sugere-se expandir o OrtoCAD e desenvolver um módulo para produzir o molde positivo ou cartucho protótipo (de prova) em um formato de stereolitografia de forma que possa ser enviado diretamente para confecção em máquinas de prototipagem rápida.

## REFERÊNCIAS

1. BOCOLINI, F. Reabilitação - Amputados, Amputações e Próteses. 2<sup>a</sup> edição, São Paulo:Robe, 2000.
2. BRITO JÚNIOR, A. M., Introdução à Computação Gráfica com OpenGL. Disponível em: <<http://www.dca.ufrn.br/~ambj/opengl/index.html>>. Acessado em: 13 de janeiro 2007.
3. B. ROGERS, A. Gitter, G. Bosker, M. Faustini, M. Lokhande, and R. Crawford, "Clinical evaluation of prosthetic sockets manufactured by selective laser sintering," in Proc. 12th Solid Freeform Fabrication Symp., Austin, TX, Aug. 6–8, 2001, pp. 505–512
4. CARTER P. W. Advances in Rapid Prototyping and Rapid Manufacturing. Electrical Insulation Conference and Electrical Manufacturing & Coil Winding Conference, Proceedings. Pp.107-114 Outubro 2001.
5. CARVALHO, J. A. Amputações de membros inferiores. 2<sup>a</sup> edição, São Paulo: Manole, 2003
6. CHEN, Y.H. NG, C.T. Integrated Reverse Engineering and Rapid Prototyping. Computer ind. Engng. Elsevier Science Ltd. Vol. 33, Nos. 3-4, pp.481-484. 1997.
7. CHEUNG, L.K.; WONG, M.C.M.; WONG, L.L.S. The applications of stereolithography in facial reconstructive surgery. Medical Imaging and Augmented Reality. Proceedings. International Workshop on. Pp.10-15. Junho 2001.
8. DASCHBACH, Abella; McNichols. Reverse Engineering: A Tool for process planning. (1995)
9. DEBASTIANI; J. C. Avaliação do Equilíbrio e Funcionalidade em Indivíduos com Amputação de Membro Inferior Protetizados e Reabilitados.

10. DICKIN, Peter. Reverse Engineering regains popularity. IEE Review. Vol. 42, Issue: 5, pp. 213 –S1-S4. Setembro 1996.
11. DONG-FAN, Chen; MING-LUN, Fan. Reconstruction Technique in Reverse Engineering. Proceedings of The IEEE International Conference on Industrial Technology. pp. 37-41. 1996.
12. FAUSTINI, M.C., NEPTUNE, R.R., CRAWFORD, R.H., ROGERS, W.E. and BOSKER, G., An experimental and theoretical framework for manufacturing prosthetic sockets for transtibial amputees, IEEE-Neural Syst Rehab Eng, vol. 14(3), pp304-310, 2006.
13. GORNI. [www.gorni.hpg.ig.com.br/protrap.htm](http://www.gorni.hpg.ig.com.br/protrap.htm). Acesso em 19 de setembro de 2003.
14. JIA, X., ZHANG , M. and LEE, W.C., Load transfer mechanics between transtibial prosthetic socket and residual limb--dynamic effects, J. Biomech, vol. 37(9), pp1371-1377, 2004.
15. KROUSKOP TA, MUILENBERG AL, Doughtery DR, Wintingham DJ . Computer-aided design of a prosthetic socket for an above-knee amputee . J Rehabil Res Dev 1987.
16. LEE, Kwan H.; WOO, H. Use of Reverse Engineering Method for Rapid Product (1998).
17. LIMA, Cristiane Brasil, Engenharia Reversa – Estudo de Casos, Campinas: Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 2003. 98 p. Dissertação (Mestrado).
18. LIN, C.C., CHANG C.H., WU, C.L., CHUNG, K.C. and LIAO, I.C., Effects of liner stiffness for transtibial prosthesis: a finite element contact model, J. Med Eng Phys, vol. 26(1), pp01-09, 2004.
19. LUO, Ren C.; TZOU, J.H. CHANG, Y.C. The integration of 3D Digitizing and LCDPanel Display Based Rapid Prototyping System for Manufacturing Automotion. IECON 2000. 26th Annual Conference of the IEEE. Vol. 2. pp. 1255-1260. Outubro 2000.
20. M. BARBARA SILVAR – Thorn, PhD and Dudley S. Childress, PhD Marquette University Department of Biomedical Engineering, Milwaukee, WI 53201 – 1881; Northwestern University, Prosthetics Research Laboratory, Chicago, IL 60611 -4496, pages 171 – 186, April 1997.

21. M. ZHANG and C. Roberts, "Comparison of computational analysis with clinical measurement of stresses on below-knee residual limb in a prosthetic socket," *Med. Eng. Phys.*, no. 22, pp. 607–612, 2000.
22. MARIO C. FAUSTINI received the B.S. degree in mechatronics engineering and the M.S.M.E. degree from the University of São Paulo, São Paulo, Brazil, in 1997 and 1999, respectively, and the Ph.D. degree from The University of Texas, Austin, in 2004.
23. MAK AFT, Hong ML, Chan C . Finite element models for analyses of tresses within above-knee stumps . In : Proceedings of the Seventh World Congress of the International Society of Prosthetics and Orthotics . Chicago: 1992.
24. MANSSOUR, I. H. et al. An Architecture for Interactive Multimodal Visualization System. In: COMPUTER GRAPHICS AND IMAGING (CGIM'2000), 2000, Las Vegas. Proceedings... Las Vegas: IASTED, 2000.
25. PEERY, J.T., KLUTE, G.K., BLEVINS, J.J., and LEDOUX, W.R., A three-dimensional finite element model of the transibial residual limb and prosthetic socket to predict skin temperatures, *IEEE-Neural Syst Rehab Eng*, vol. 14(3), pp336-343, 2006.
26. PEREIRA, E.J.A , Silva, L.G, Guerra, A.R.O., Queiroz, W. F., e Lacerda, I.M.F, Orto-CAD I: Uma Solução CAD 3D Baseada em Engenharia Reversa para auxiliar na fabricação de próteses ortopédicas , Aceito para publicação no 8º CONGRESSO IBERO-AMERICANO DE ENGENHARIA MECANICA, Cusco, Peru, em 23 a 25 de Outubro de 2007.
27. PUNTAMBEKAR – PUNTAMBEKAR, Nirant V.; JABLOKOW, Andrei G.; SOMMER III, H. Joseph. 1994.
28. ROSSI, A. G. Reabilitação Vestibular e Posturografia Dinâmica 1<sup>a</sup> ed. Santa Maria, 2003.
29. SANDERS JE, Daly CH, Burgess EM . Clinical measurement of normal and shear stresses on a transtibial residual limb: characteristics of waveform shape during walking. *Prosthet Orthot Int* 1993.
30. SILVA, J. V. L. at al. Prototipagem Rápida: Conceitos e Aplicações. Instituto Nacional de Tecnologia da Informação. 1999.

31. SILVER-THORN MB . Prediction and experimental verification of residual limb/prosthetic socket interface pressures for belowknee amputees (Dissertation). Evanston, IL : Northwestern University, 1991.
32. STEEGE JW, SILVER-THORN MB, Childress DS . Design of prosthetic sockets using finite element analysis . In : Proceedings of the Seventh World Congress of the International Society of Prosthetics and Orthotics . Chicago: 1992.
33. TAN, K.C., Lee, P.V.S., Tam, K.F., Lye, S.L., "Development of Artificial Limbs Using Digitizer, CAD and RPT – A Case Study", Proceedings of the CAD/CAM/CAE for Internet and Intranet Conference & Exhibition, Singapore, May 1998.
34. TAY, F.E.H., Kwong, K.K., Tan, K.C., Tan, T.T., "Teledesign and Telemanufacturing", Proceedings of the Virtual Reality Technology & Internet Application Conference, Singapore, July 1998, pp.1.
35. VÁRADY, Tamás; MARTIN Ralph R.; COXT Jordan. Reverse Engineering of geometric models – an introduction. Computer-Aided Design. Elsevier Science Ltd. Vol. 29, No. 4, pp. 255-268. Abril 1997.

## GLOSSÁRIO

**Prótese** : substituição por uma peça artificial.

**Transtibial**: ao nível da tíbia, abaixo do joelho.

**Coto**: parte que sobrou de um membro perdido.

**Cartucho**: encaixe onde é alojado o coto.

**Transfemural**: o nível do fêmur, acima do joelho.

**Perineal**: dobra da junção da coxa com os órgãos genitais, virilha.

**Congênito**: natural, que nasceu com o indivíduo.

**Ostomielite**: inflamação da medula óssea.

**Distal**: parte inferior do coto.

**Proximal**: parte superior do coto.

**Tíbia**: osso longo posterior ao longo da perna.

**Ísquo**: osso que sobressai na região do grande glúteo, osso ilíaco, localiza- se na parte lateral da bacia.

## ANEXO A

### “Ficha conforme portaria nº388, de 28 de Julho de 1999”

#### **Ficha conforme portaria nº388, de 28 de Julho de 1999**

Ficha individual do paciente

#### PRÓTESES PARA MEMBROS INFERIORS

**Nível:** ( ) Desartic. Quadril ( )Transfemural ( )Desartic. Joelho ( )Transtibial ( )  
Tornozelo ( ) Antepé

**Tipo de Equipamento:** ( ) Endoesquelético (modular) / ( ) Exoesquelético (convenional)

**Encaixe:** ( )Cesto Desarticulação Quadril/ ( ) Quadrilateral / ( ) Contensão Isquiática  
( )PTB ( ) PTS

( ) PTB c/coxal/ ( )PTB p/Chopart/Pirogoff/Syme/( )Palmilha p/Compl. Antepé: ( )Rígida

( )flexível

**Material:** ( ) Resina Acrílica p/ Laminação ( ) Couro ( ) Propileno ( ) Reforço Aço  
Carbono ( ) Outro

**Suspensão:** ( )Válvula vácuo ( )Cinto Pélvico ( )Cinto Silesiano ( )Correia Supracondilar ( ) Coxal ( ) KBM

Obs.: Em amputados bilaterais, com níveis de amputações diferentes, marcar E ou D nos parênteses.

**Articulações:** ( ) Quadril: ( ) Exoesquelética ( ) Endoesquelética: ( ) com Trava ( ) sem Trava

( ) Joelho ( ) Exoesquelética ( ) Monoeixo; ( ) Livre ( ) c/ Trava ( )  
c/ Freio

- ( ) c/ Impulsor  
( ) Endoesquelética ( ) Monoeixo ( ) Livre ( ) c/Trava ( ) c/Freio ( )  
c/Impulsor  
( ) Quatro Barras ( ) Livre ( ) c/ Trava  
( ) Tornozelo ( ) Exoesquelética ( ) Endoesquelética  
Perna: ( ) Exoesquelética ( ) Endoesquelética: ( ) Aço ( ) A-  
lumínio  
( ) Revestimento cosmético  
Pé: ( ) SACIH ( ) SACH Geriátrico ( ) p/amputação de Piro-  
goff  
( ) Articulado ( ) Dinâmico
- 
- 

[http://sna.saude.gov.br/legisla/legisla/opm/SAS\\_P388\\_99opm.doc](http://sna.saude.gov.br/legisla/legisla/opm/SAS_P388_99opm.doc)

**ANEXO B****"Ficha para medições no processo convencional"**

M E M B R O S   I N F E R I O R E S	
1. IDENTIFICAÇÃO DO PACIENTE:	
Nome: _____	
Nascimento: _____	Doc. de Identidade: _____
Filiação: _____	_____
Atividade Atual: _____	
Estado Civil: _____	Naturalidade: _____
Endereço: _____	Cidade: _____
Telefone: _____	Referência: _____
2. ANAMNESE:	
Patologia: _____	
Avaliação/Fisioterapia: _____ _____ _____	
Dificuldades: _____ _____ _____	

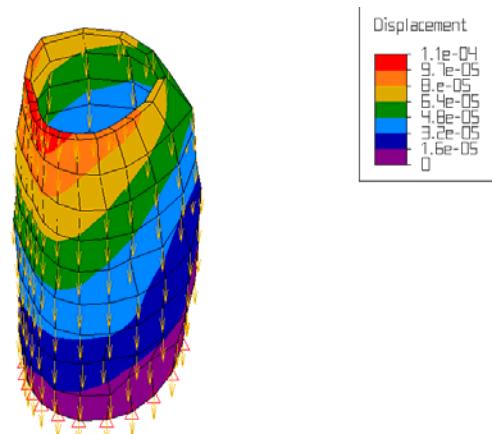
## APENDICE A

“Relatório com exemplo da análise FEM de uma prótese tibial



Design Analysis

OrtoCAD



Summary

Analysis Type

Linear Static Stress

**Description**

OrtoCAD I

**Created By**

Edson

DEM-UFRN

Project created on 2007/06/29-09:50:35.

Last updated on 2007/06/29-10:20:28.

Checked By

Prof Angelo Roncalli Guerra

UFRN

Project checked on 29/6/2007.  
Comments: Prótese tibial E 1500MPa e 0,3 Poisson

### **Group Information**

#### **Group 1**

##### **Element Properties**

Element Type	Linear Brick
Compatibility	Not Enforced
Integration Order	2nd Order
Stress Free Reference Temperature	0 °C
Use Solid Mesher Connectivity Data	No

##### **Material Properties**

Material Specified	composito1500MPa
Material Model	Standard
Material Source	Minha_bibli_mat
Material Source File	C:\ALGOR12\MATLIBS\Minha_bibli_mat.mlb
Date Last Updated	2007/06/29-08:44:45
Material Description	None
Mass Density	0 kg/m³
Modulus of Elasticity	1500000000 N/m²
Poisson's Ratio	0.3
Thermal Coefficient of Expansion	0 1/°C
Shear Modulus of Elasticity	0 N/m²

##### **Global Information**

Load Case Multiplier 1 - Pressure	1.0
Load Case Multiplier 1 - Accel/Gravity	0
Load Case Multiplier 1 - Boundary	0
Load Case Multiplier 1 - Thermal	0
Acceleration Due To Body Force	9.81456 m/s²
Gravity/Acceleration X Multiplier	0
Gravity/Acceleration Y Multiplier	0
Gravity/Acceleration Z Multiplier	-1
Include Specified Centrifugal Load	No
Default Nodal Temperature	0 °C
Source of Nodal Temperature	None

Time step from Heat Transfer Analysis	Last
Disable Calculation and Output of Strains	No
Calculate Reaction Forces	No
Invoke Banded Solver	Yes
Avoid Bandwidth Minimization	Yes
Stop After Stiffness Calculations	No
Displacement Data in Output File	Yes
Stress Data in Output File	Yes
Equation Numbers Data in Output File	Yes
Element Input Data in Output File	Yes
Nodal Input Data in Output File	Yes
Centrifugal Load Data in Output File	Yes

## Processor Output

### Processor Summary

Algor (R) Linear Static Stress  
 Version 12.12-WIN 07-DEC-2001  
 Copyright (c) 1984-2001 Algor, Inc. All rights reserved.

DATE: JUNE 29,2007  
 TIME: 09:52 AM  
 INPUT MODEL: tempcvm  
 ALG.DLL VERSION: 1000007

---

### Linear Stress

#### 1\*\*\*\* CONTROL INFORMATION

number of node points	(NUMNP)	=	360
number of element types	(NELTYP)	=	1
number of load cases	(LL)	=	1
number of frequencies	(NF)	=	0
analysis type code	(NDYN)	=	0
equations per block	(KEQB)	=	0
bandwidth minimization flag	(MINBND)	=	0
gravitational constant	(GRAV)	=	9.8146E+00

#### 1\*\*\*\* NODAL DATA

NODE NO.	BOUNDARY CONDITION CODES						NODAL POINT COORDINATES			
	DX	DY	DZ	RX	RY	RZ	X	Y	Z	T

---

1	1	1	1	1	1	1	6.018E-03	-2.287E-02	2.200E-01	0.000E+00
2	1	1	1	1	1	1	1.637E-02	-2.222E-02	2.200E-01	0.000E+00
3	1	1	1	1	1	1	-1.862E-03	-2.048E-02	2.200E-01	0.000E+00
4	1	1	1	1	1	1	5.000E-03	-1.900E-02	2.200E-01	0.000E+00
5	1	1	1	1	1	1	1.400E-02	-1.900E-02	2.200E-01	0.000E+00
6	1	1	1	1	1	1	2.628E-02	-1.828E-02	2.200E-01	0.000E+00
7	1	1	1	1	1	1	-8.184E-03	-1.763E-02	2.200E-01	0.000E+00
8	1	1	1	1	1	1	-1.500E-03	-1.650E-02	2.200E-01	0.000E+00
9	1	1	1	1	1	1	2.300E-02	-1.600E-02	2.200E-01	0.000E+00
10	1	1	1	1	1	1	-6.500E-03	-1.400E-02	2.200E-01	0.000E+00

...

358	0	0	0	1	1	1	4.000E-03	4.900E-02	4.000E-01	0.000E+00
359	0	0	0	1	1	1	-1.405E-02	5.186E-02	4.000E-01	0.000E+00
360	0	0	0	1	1	1	4.325E-03	5.299E-02	4.000E-01	0.000E+00

## 1\*\*\*\* EQUATION NUMBERS

N	DX	DY	DZ	RX	RY	RZ
1	0	0	0			
2	0	0	0			
3	0	0	0			
4	0	0	0			
5	0	0	0			
6	0	0	0			
7	0	0	0			
8	0	0	0			
9	0	0	0			
10	0	0	0			

.

.

.

356	958	959	960
357	961	962	963
358	964	965	966
359	967	968	969
360	970	971	972

## 1\*\*\*\* 8-NODE BRICK ELEMENTS

number of elements = 162  
 number of materials = 1  
 Incompatible modes included for non-hybrid bricks

## 1\*\*\*\* MATERIAL DATA

INDEX	E	MU	WEIGHT	ALPHA	SHEAR
		DENSITY		MODULUS	

---

1	1.5000E+09	3.0000E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	5.7692E+08
---	------------	------------	------------	------------	------------

## 1\*\*\*\* ELEMENT LOAD FACTORS

CASE A	CASE B	CASE C	CASE D
--------	--------	--------	--------

---

PRES	1.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
TEMP	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	1.000E+00
X-DIR	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
Y-DIR	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
Z-DIR	0.000E+00	-1.000E+00	0.000E+00	0.000E+00

## \*\*\*\* ELEMENT CONNECTIVITY DATA

ELEM. NODE NODE NODE NODE NODE NODE NODE I MAT STRESS  
 NO. N IND FREE

	A	B	C	D	E	F	G	H T	TEMP
--	---	---	---	---	---	---	---	-----	------

1	1	2	5	4	38	37	39	42 2	1 0.0
2	3	1	4	8	40	38	42	44 2	1 0.0
3	2	6	9	5	37	41	45	39 2	1 0.0
4	7	3	8	10	43	40	44	46 2	1 0.0
5	11	7	10	12	47	43	46	48 2	1 0.0
6	6	13	15	9	41	50	51	45 2	1 0.0
7	11	12	16	14	47	48	52	49 2	1 0.0
8	14	16	18	17	49	52	54	53 2	1 0.0
9	13	20	19	15	50	56	55	51 2	1 0.0
10	17	18	21	22	53	54	57	58 2	1 0.0

156	310	309	313	314	346	345	349	350 2	1 0.0
157	312	316	315	311	348	352	351	347 2	1 0.0
158	314	313	317	318	350	349	353	354 2	1 0.0
159	316	320	319	315	352	356	355	351 2	1 0.0
160	318	317	321	323	354	353	357	359 2	1 0.0
161	320	324	322	319	356	360	358	355 2	1 0.0
162	321	322	324	323	357	358	360	359 2	1 0.0

\*\*\*\* Hard disk file size information for processor:

Available hard disk space on current drive = 23597.738 megabytes

1\*\*\*\* NODAL LOADS (STATIC) OR MASSES (DYNAMIC)

NUMBER	CASE	X-AXIS FORCE	Y-AXIS FORCE	Z-AXIS FORCE	X-AXIS MOMENT	Y-AXIS MOMENT	Z-AXIS MOMENT
--------	------	--------------	--------------	--------------	---------------	---------------	---------------

1	1	0.000E+00	0.000E+00	-1.940E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
2	1	0.000E+00	0.000E+00	-1.940E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
3	1	0.000E+00	0.000E+00	-1.940E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
4	1	0.000E+00	0.000E+00	-1.940E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
5	1	0.000E+00	0.000E+00	-1.940E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
6	1	0.000E+00	0.000E+00	-1.940E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
7	1	0.000E+00	0.000E+00	-1.940E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
8	1	0.000E+00	0.000E+00	-1.940E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
9	1	0.000E+00	0.000E+00	-1.940E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
10	1	0.000E+00	0.000E+00	-1.940E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00

356 1 0.000E+00 0.000E+00 -1.940E+00 0.000E+00 0.000E+00 0.000E+00  
 357 1 0.000E+00 0.000E+00 -1.940E+00 0.000E+00 0.000E+00 0.000E+00  
 358 1 0.000E+00 0.000E+00 -1.940E+00 0.000E+00 0.000E+00 0.000E+00  
 359 1 0.000E+00 0.000E+00 -1.940E+00 0.000E+00 0.000E+00 0.000E+00  
 360 1 0.000E+00 0.000E+00 -1.940E+00 0.000E+00 0.000E+00 0.000E+00

#### 1\*\*\*\* ELEMENT LOAD MULTIPLIERS

load case	case A	case B	case C	case D	case E
-----------	--------	--------	--------	--------	--------

1	1.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
---	-----------	-----------	-----------	-----------	-----------

\*\*\*\* Invoking Sparse Solver ...

\*\*\*\* Symbolic Assembling Using the Row-Hits Matrix Profile ...

\*\*\*\* Assembled in One Block.

\*\*\*\* Real Sparse Matrix Assembly ...

#### 1\*\*\*\* STIFFNESS MATRIX PARAMETERS

minimum non-zero diagonal element =	4.7716E+06
maximum diagonal element =	9.8521E+07
maximum/minimum =	2.0647E+01
average diagonal element =	3.6125E+07

in the upper off-diagonal matrix:

number of entries in the profile = 40932

number of symbolic nonzero entries= 23814

number of real nonzero entries = 23814

\*\*\*\* Sparse Matrix Assembled in One Block

\*\*\*\* Load case 1

\*\*\*\* Sparse Matrix Factorization ...

\*\*\*\* Sparse Matrix Solving ...

\*\*\*\* End Sparse Matrix Solution

#### 1\*\*\*\* STATIC ANALYSIS

LOAD CASE = 1

Displacements/Rotations(degrees) of nodes

NODE	X-	Y-	Z-	X-	Y-	Z-
number	translation	translation	translation	rotation	rotation	rotation

1 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00  
2 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00  
3 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00  
4 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00  
5 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00  
6 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00  
7 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00  
8 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00  
9 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00  
10 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00

355 -2.1085E-05 -5.0537E-05 -3.4147E-05 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00  
356 -1.9235E-05 -5.1108E-05 -3.1433E-05 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00  
357 -1.5285E-05 -5.5958E-05 -3.6094E-05 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00  
358 -1.7471E-05 -5.0443E-05 -3.2102E-05 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00  
359 -1.6914E-05 -5.6333E-05 -3.3226E-05 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00  
360 -1.8262E-05 -5.0072E-05 -2.9726E-05 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00

\*\*\*\* TEMPORARY FILE STORAGE (MEGABYTES)

---

UNIT NO. 7 : 0.007  
UNIT NO. 8 : 0.012  
UNIT NO. 9 : 0.000  
UNIT NO. 10 : 0.000  
UNIT NO. 11 : 0.017  
UNIT NO. 12 : 0.007  
UNIT NO. 13 : 0.007  
UNIT NO. 14 : 0.003  
UNIT NO. 15 : 0.000  
UNIT NO. 17 : 0.000  
UNIT NO. 51 : 0.020  
UNIT NO. 52 : 0.550  
UNIT NO. 54 : 0.004  
UNIT NO. 55 : 0.091

UNIT NO. 56 : 0.182  
UNIT NO. 58 : 0.007  
  
TOTAL : 0.909 Megabytes

### Processor Log

Algor (R) Linear Static Stress  
Version 12.12-WIN 07-DEC-2001  
Copyright (c) 1984-2001 Algor, Inc. All rights reserved.

Linear Stress  
360 1 1 0 0 0  
\*\*\*\* Linear stress analysis  
\*\*\*\* Memory Dynamically Allocated = 45685 KB

Options executed are:

NOMIN  
DOTS  
STRAIN  
SPARSE  
PRTNEQ  
TRANS

processing ...

\*\*\*\* OPENING TEMPORARY FILES  
NDYN = 0

DATE: JUNE 29,2007  
TIME: 09:52 AM  
INPUT MODEL: tempcvm  
ALG.DLL VERSION: 1000007

\*\*\*\* BEGIN NODAL DATA INPUT  
360 NODES  
\*\*\*\* END NODAL DATA INPUT  
\*\*\*\* BEGIN TYPE-5 DATA INPUT  
162 ELEMENTS  
\*\*\*\* END TYPE-5 DATA INPUT  
\*\*\*\* Hard disk file size information for processor:

Available hard disk space on current drive = 23597.738 megabytes

\*\*\*\* BEGIN LOAD INPUT  
Load factor = 1.00E+00 in the 1st basket in load case 1

```

Fixing loads ...
**** END LOAD INPUT

**** Invoking Sparse Solver ...

**** Symbolic Assembling Using the Row-Hits Matrix Profile ...
**** Assembled in One Block.
**** Real Sparse Matrix Assembly ...
    in the upper off-diagonal matrix:
    number of entries in the profile = 40932
    number of symbolic nonzero entries= 23814
    number of real nonzero entries = 23814
**** Sparse Matrix Assembled in One Block
**** Load case 1
**** Sparse Matrix Factorization ...
**** Sparse Matrix Solving ...
**** End Sparse Matrix Solution

**** BEGIN DISPLACEMENT OUTPUT
**** END DISPLACEMENT OUTPUT

tempcvm.t7   =    7.602 kilobytes
tempcvm.t8   =   12.746 kilobytes
tempcvm.t9   =    0.000 kilobytes
tempcvm.t10  =    0.000 kilobytes
tempcvm.t11  =   17.781 kilobytes
tempcvm.t12  =    7.594 kilobytes
tempcvm.t13  =    7.602 kilobytes
tempcvm.t14  =    3.504 kilobytes
tempcvm.t15  =    0.000 kilobytes
tempcvm.t17  =    0.000 kilobytes
tempcvm.t51  =   20.250 kilobytes
tempcvm.t52  =  563.203 kilobytes
tempcvm.t54  =    3.820 kilobytes
tempcvm.t55  =   93.023 kilobytes
tempcvm.t56  =  186.047 kilobytes
tempcvm.t58  =    7.594 kilobytes

total temporary disk storage (megabytes) = 0.9090

tempcvm.l   =  117.160 kilobytes
tempcvm.do  =  16.922 kilobytes

**** BEGIN DELETING TEMPORARY FILES
Processing completed for model:
[tempcvm]
**** TEMPORARY FILES DELETED
**** END OF SUCCESSFUL EXECUTION

```

Total actual hard disk space used = 1.040 megabytes

Sub-total elapsed time = 0.011 minutes

Algor (R) FEA Stress Processor  
Version 12.08-WIN 07-DEC-2001  
Copyright (c) 1989-2001 Algor, Inc. All rights reserved.

\*\*\*\* Memory Dynamically Allocated = 45685 KB  
Percent capacity: .07564

DATE: JUNE 29,2007

TIME: 09:52 AM

INPUT.....tempcvm

Percent capacity: .06642

Percent capacity: .06642

\*\*\*\* BEGIN TYPE-5 STRESS OUTPUT

162 ELEMENTS

Percent capacity: 0.3218

0 elements remaining

Percent capacity: .06644

\*\*\*\* Writing stress and strain output files ...

0 load cases remaining

\*\*\*\* Hard disk file size information for postprocessor:

tempcvm.son = 111.504 kilobytes

tempcvm.nso = 45.609 kilobytes

tempcvm.sto = 45.609 kilobytes

Total MKNSO disk space used = 0.19797 megabytes

\*\*\*\* End of successful execution

\*\*\*\* MKNSO elapsed time = 0.005 minutes

\*\*\*\* The TOTAL elapsed time = 0.016 minutes

## Stress Analysis

Algor (R) FEA Stress Processor  
Version 12.08-WIN 07-DEC-2001  
Copyright (c) 1989-2001 Algor, Inc. All rights reserved.

DATE: JUNE 29,2007

TIME: 09:52 AM  
INPUT.....tempcvm

---

## 1\*\*\*\* 8-NODE BRICK ELEMENTS

number of elements =	162
number of materials =	1
number of load types =	4

## 1\*\*\*\* 8-NODE BRICK ELEMENT STRESSES

ELEM.	CASE	N	SIG-XX	SIG-YY	SIG-ZZ	TAU-XY	TAU-YZ	TAU-ZX
NO.	(MODE)	O	(SIG-MAX)	(SIG-MIN)	(SIG-INT)			

D  
E

---

1	1	1	-3.831E+05	-3.582E+05	-1.035E+06	2.436E+04	9.244E+04	3.174E+04
			-3.303E+05	-1.049E+06	-3.975E+05			
1	1	2	-4.890E+05	-4.572E+05	-1.137E+06	-1.567E+04	8.277E+04	1.406E+02
			-4.421E+05	-1.147E+06	-4.942E+05			
1	1	3	-4.267E+05	-4.961E+05	-8.862E+05	-3.637E+04	2.731E+04	-3.990E+04
			-4.064E+05	-8.911E+05	-5.115E+05			
1	1	4	-2.859E+05	-3.473E+05	-7.483E+05	1.379E+04	6.958E+04	2.843E+03
			-2.822E+05	-7.600E+05	-3.393E+05			
1	1	5	-4.882E+04	4.634E+03	-1.245E+06	-2.519E+04	2.635E+03	5.270E+03
			1.463E+04	-1.245E+06	-5.879E+04			
1	1	6	6.681E+04	1.235E+05	-9.715E+05	3.112E+04	1.493E+05	-1.826E+04
			1.529E+05	-9.919E+05	5.785E+04			
1	1	7	2.573E+05	1.264E+05	-6.725E+05	2.847E+04	1.273E+05	-6.746E+03
			2.637E+05	-6.924E+05	1.399E+05			
1	1	8	1.385E+05	4.758E+04	-9.214E+05	-3.561E+04	-1.031E+04	1.046E+04
			1.509E+05	-9.216E+05	3.533E+04			
2	1	1	-5.110E+05	-4.718E+05	-1.221E+06	7.087E+03	1.913E+03	1.143E+04
			-4.706E+05	-1.221E+06	-5.120E+05			
2	1	2	-4.530E+05	-4.037E+05	-1.098E+06	1.802E+04	4.904E+04	2.223E+04
			-3.938E+05	-1.102E+06	-4.589E+05			

.

.

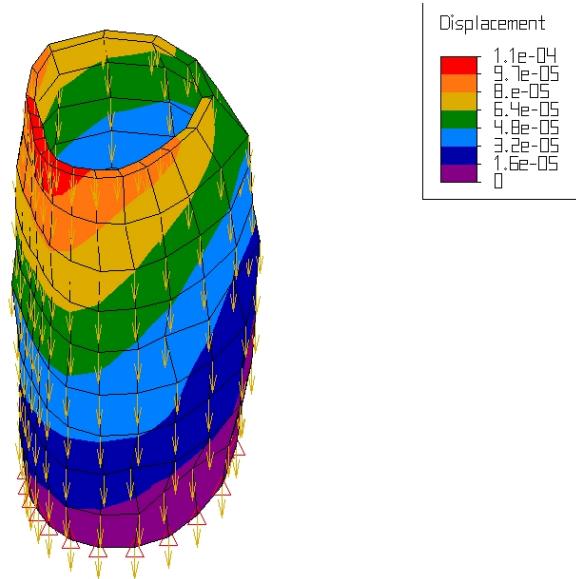
161	1	5	8.969E+04	-2.109E+04	4.997E+04	7.071E+04	-2.458E+04	5.090E+04
			1.395E+05	-7.248E+04	5.151E+04			
161	1	6	-4.462E+04	4.408E+04	1.448E+04	-6.761E+03	2.931E+04	-3.883E+04

6.884E+04 -6.435E+04 9.449E+03  
 161 1 7 -3.152E+05 -6.605E+04 -1.300E+05 7.066E+04 6.318E+04 -5.782E+03  
 -1.586E+04 -3.363E+05 -1.591E+05  
 161 1 8 -1.527E+05 -1.289E+05 -8.166E+04 1.486E+05 3.786E+04 1.445E+04  
 2.206E+04 -2.910E+05 -9.429E+04  
 162 1 1 3.016E+04 4.545E+03 -8.163E+04 1.875E+04 3.088E+04 1.402E+04  
 4.608E+04 -9.204E+04 -9.617E+02  
 162 1 2 2.236E+04 1.587E+04 -6.101E+04 -1.941E+04 4.304E+04 -6.863E+03  
 5.025E+04 -8.031E+04 7.284E+03  
 162 1 3 5.871E+04 1.120E+04 -1.388E+04 -2.491E+03 1.590E+04 -2.510E+04  
 6.748E+04 -2.721E+04 1.576E+04  
 162 1 4 7.491E+04 9.651E+03 -1.182E+04 3.301E+04 -1.366E+04 -1.526E+04  
 9.230E+04 -1.847E+04 -1.095E+03  
 162 1 5 -1.941E+05 -6.928E+04 -1.064E+05 -2.428E+04 3.976E+04 6.844E+03  
 -4.206E+04 -2.010E+05 -1.268E+05  
 162 1 6 -1.762E+05 3.751E+04 -6.759E+04 1.114E+04 3.512E+04 1.343E+04  
 4.911E+04 -1.781E+05 -7.732E+04  
 162 1 7 -6.503E+04 6.328E+04 1.066E+04 3.447E+04 9.252E+03 -1.804E+04  
 7.231E+04 -7.810E+04 1.471E+04  
 162 1 8 -7.105E+04 -2.589E+04 -2.171E+03 1.791E+03 -8.261E+03 -3.546E+04  
 1.453E+04 -8.608E+04 -2.756E+04

1\*\*\*\* End of file

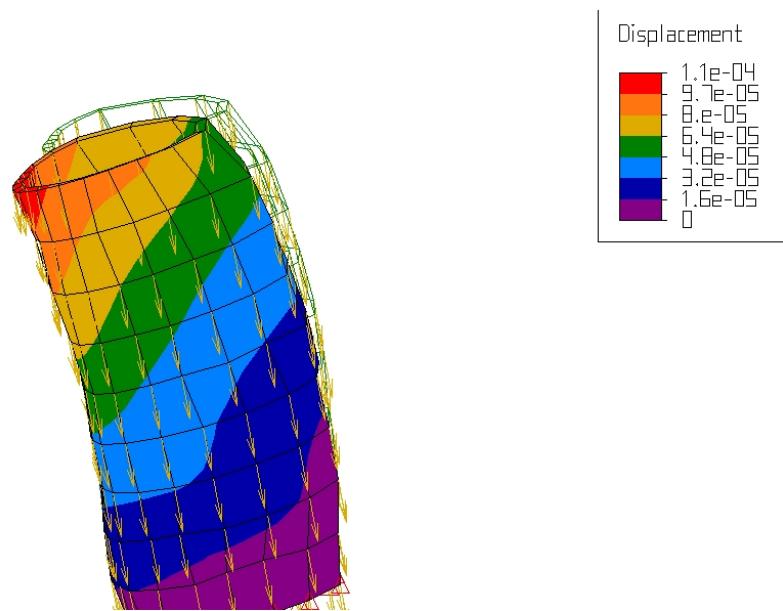
## Appendix

### Deformação Tibial



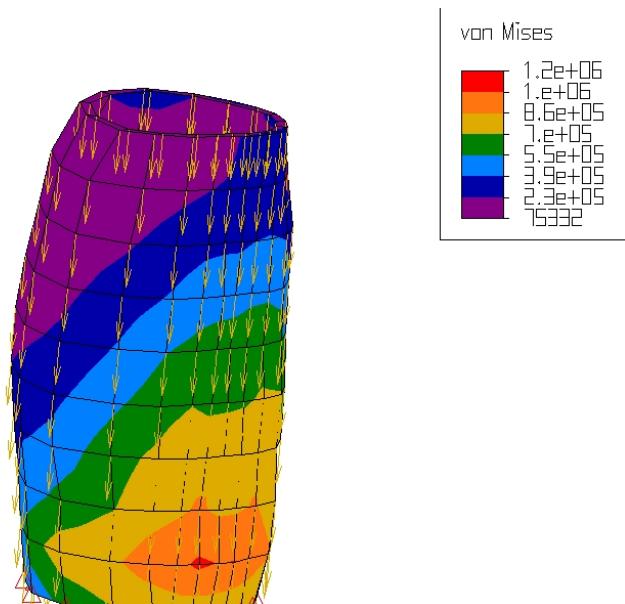
Gravura mostrando deformação tibial (valores em metros)

### Estágio de Deformação antes e Pós-Carga de 70 kg



Deformação antes após carregamento de 700N ampliada em 167 vezes

### Distribuição de tensão no cartucho



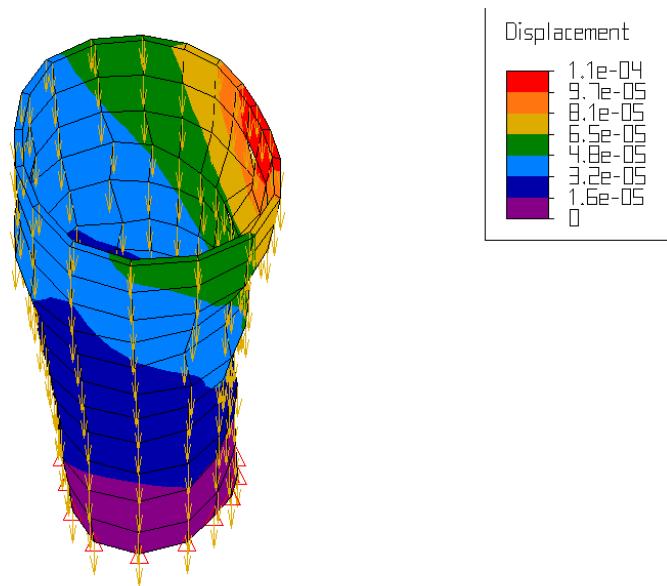
Valores de tensão (critério de Von-Mises) em Pascal

## APENDICE B

### “Relatório com exemplo da FEA de uma prótese Femural”

Design Analysis

OrtoCAD I



**Summary**

**Analysis Type**

Linear Static Stress

**Description**

OrtoCAD

**Created By**

Edson  
DEM-UFRN

Project created on 2007/07/25-14:35:12.  
Last updated on 2007/07/25-14:47:34.

**Checked By**

Prof Angelo Roncalli Guerra  
UFRN  
Project checked on 25/7/2007.  
Comments: Prótese tibial E 1500MPa e 0,3 Poisson

## **Group Information**

### **Group 1**

#### **Element Properties**

Element Type Linear Brick  
Compatibility Not Enforced  
Integration Order 2nd Order  
Stress Free Reference Temperature 0 °C  
Use Solid Mesh Connectivity Data No

#### **Material Properties**

Material Specified composito1500MPa  
Material Model Standard  
Material Source Minha\_bibli\_mat  
Material Source File C:\ALGOR12\MATLIBS\Minha\_bibli\_mat.mlb  
Date Last Updated 2007/06/29-08:44:45  
Material Description None  
Mass Density 0 kg/m³  
Modulus of Elasticity 150000000 N/m²  
Poisson's Ratio 0.3  
Thermal Coefficient of Expansion 0 1/°C  
Shear Modulus of Elasticity 0 N/m²

#### **Global Information**

Load Case Multiplier 1 - Pressure 1.0  
Load Case Multiplier 1 - Accel/Gravity 0  
Load Case Multiplier 1 - Boundary 0  
Load Case Multiplier 1 - Thermal 0  
Acceleration Due To Body Force 9.81456 m/s²  
Gravity/Acceleration X Multiplier 0  
Gravity/Acceleration Y Multiplier 0  
Gravity/Acceleration Z Multiplier -1  
Include Specified Centrifugal Load No  
Default Nodal Temperature 0 °C

Source of Nodal Temperature	None
Time step from Heat Transfer Analysis	Last
Disable Calculation and Output of Strains	No
Calculate Reaction Forces	No
Invoke Banded Solver	Yes
Avoid Bandwidth Minimization	Yes
Stop After Stiffness Calculations	No
Displacement Data in Output File	Yes
Stress Data in Output File	Yes
Equation Numbers Data in Output File	Yes
Element Input Data in Output File	Yes
Nodal Input Data in Output File	Yes
Centrifugal Load Data in Output File	Yes

### **Processor Output**

### **Processor Summary**

Algor (R) Linear Static Stress  
Version 12.12-WIN 07-DEC-2001  
Copyright (c) 1984-2001 Algor, Inc. All rights reserved.

DATE: JULY 25,2007  
TIME: 02:35 PM  
INPUT MODEL: tempcvvm  
ALG.DLL VERSION: 1000007

---

### Linear Stress

#### 1\*\*\*\* CONTROL INFORMATION

number of node points	(NUMNP) =	432
number of element types	(NELTYP) =	1
number of load cases	(LL) =	1
number of frequencies	(NF) =	0
analysis type code	(NDYN) =	0
equations per block	(KEQB) =	0
bandwidth minimization flag	(MINBND) =	0
gravitational constant	(GRAV) =	9.8146E+00

## 1\*\*\*\* NODAL DATA

NODE NO.	BOUNDARY CONDITION CODES						NODAL POINT COORDINATES			
	DX	DY	DZ	RX	RY	RZ	X	Y	Z	T

1	1	1	1	1	1	1	3.750E-02	3.000E-03	5.000E-01	0.000E+00
2	1	1	1	1	1	1	3.000E-02	1.400E-02	5.000E-01	0.000E+00
3	1	1	1	1	1	1	2.150E-02	2.100E-02	5.000E-01	0.000E+00
4	1	1	1	1	1	1	1.300E-02	2.700E-02	5.000E-01	0.000E+00
5	1	1	1	1	1	1	3.000E-03	3.200E-02	5.000E-01	0.000E+00
6	1	1	1	1	1	1	-9.000E-03	3.400E-02	5.000E-01	0.000E+00
7	1	1	1	1	1	1	-2.150E-02	3.100E-02	5.000E-01	0.000E+00
8	1	1	1	1	1	1	-3.300E-02	2.250E-02	5.000E-01	0.000E+00
9	1	1	1	1	1	1	-4.250E-02	1.100E-02	5.000E-01	0.000E+00
10	1	1	1	1	1	1	-4.900E-02	-4.500E-03	5.000E-01	0.000E+00

427	0	0	0	1	1	1	-3.168E-02	-6.863E-02	7.200E-01	0.000E+00
428	0	0	0	1	1	1	-7.360E-03	-8.148E-02	7.200E-01	0.000E+00
429	0	0	0	1	1	1	2.406E-02	-8.786E-02	7.200E-01	0.000E+00
430	0	0	0	1	1	1	5.328E-02	-7.679E-02	7.200E-01	0.000E+00
431	0	0	0	1	1	1	7.429E-02	-5.127E-02	7.200E-01	0.000E+00
432	0	0	0	1	1	1	8.137E-02	-2.152E-02	7.200E-01	0.000E+00

## 1\*\*\*\* EQUATION NUMBERS

N	DX	DY	DZ	RX	RY	RZ
1	0	0	0			
2	0	0	0			
3	0	0	0			
4	0	0	0			
5	0	0	0			
6	0	0	0			
7	0	0	0			
8	0	0	0			
9	0	0	0			

10 0 0 0

.

.

.

425	1165	1166	1167
426	1168	1169	1170
427	1171	1172	1173
428	1174	1175	1176
429	1177	1178	1179
430	1180	1181	1182
431	1183	1184	1185
432	1186	1187	1188

#### 1\*\*\*\* 8-NODE BRICK ELEMENTS

number of elements = 198  
number of materials = 1  
Incompatible modes included for non-hybrid bricks

#### 1\*\*\*\* MATERIAL DATA

INDEX	E	MU	WEIGHT	ALPHA	SHEAR
	DENSITY			MODULUS	
1	1.5000E+09	3.0000E-01	0.0000E+00	0.0000E+00	5.7692E+08

#### 1\*\*\*\* ELEMENT LOAD FACTORS

	CASE A	CASE B	CASE C	CASE D
PRES	1.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
TEMP	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	1.000E+00
X-DIR	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
Y-DIR	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
Z-DIR	0.000E+00	-1.000E+00	0.000E+00	0.000E+00

#### \*\*\*\* ELEMENT CONNECTIVITY DATA

ELEM. NODE NODE NODE NODE NODE NODE NODE NODE I MAT S-TRESS

NO.	A	B	C	D	E	F	G	H	T	FREE	
1	217	218	2	1	235	236	20	19	2	1	0.0
2	218	219	3	2	236	237	21	20	2	1	0.0
3	219	220	4	3	237	238	22	21	2	1	0.0
4	220	221	5	4	238	239	23	22	2	1	0.0

5	221	222	6	5	239	240	24	23	2	1	0.0
6	222	223	7	6	240	241	25	24	2	1	0.0
7	223	224	8	7	241	242	26	25	2	1	0.0
8	224	225	9	8	242	243	27	26	2	1	0.0
9	225	226	10	9	243	244	28	27	2	1	0.0
10	226	227	11	10	244	245	29	28	2	1	0.0

190	406	407	191	190	424	425	209	208	2	1	0.0
191	407	408	192	191	425	426	210	209	2	1	0.0
192	408	409	193	192	426	427	211	210	2	1	0.0
193	409	410	194	193	427	428	212	211	2	1	0.0
194	410	411	195	194	428	429	213	212	2	1	0.0
195	411	412	196	195	429	430	214	213	2	1	0.0
196	412	413	197	196	430	431	215	214	2	1	0.0
197	413	414	198	197	431	432	216	215	2	1	0.0
198	414	397	181	198	432	415	199	216	2	1	0.0

\*\*\*\*\* Hard disk file size information for processor:

Available hard disk space on current drive = 22838.594 megabytes

#### 1\*\*\*\*\* NODAL LOADS (STATIC) OR MASSES (DYNAMIC)

NODE NUMBER	LOAD CASE	X-AXIS FORCE	Y-AXIS FORCE	Z-AXIS FORCE	X-AXIS MOMENT	Y-AXIS MOMENT	Z-AXIS MOMENT
----------------	--------------	-----------------	-----------------	-----------------	------------------	------------------	------------------

1	1	0.000E+00	0.000E+00	-1.620E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
2	1	0.000E+00	0.000E+00	-1.620E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
3	1	0.000E+00	0.000E+00	-1.620E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
4	1	0.000E+00	0.000E+00	-1.620E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
5	1	0.000E+00	0.000E+00	-1.620E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
6	1	0.000E+00	0.000E+00	-1.620E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
7	1	0.000E+00	0.000E+00	-1.620E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
8	1	0.000E+00	0.000E+00	-1.620E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
9	1	0.000E+00	0.000E+00	-1.620E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00

427	1	0.000E+00	0.000E+00	-1.620E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00
-----	---	-----------	-----------	------------	-----------	-----------	-----------

```

428 1 0.000E+00 0.000E+00 -1.620E+00 0.000E+00 0.000E+00 0.000E+00
429 1 0.000E+00 0.000E+00 -1.620E+00 0.000E+00 0.000E+00 0.000E+00
430 1 0.000E+00 0.000E+00 -1.620E+00 0.000E+00 0.000E+00 0.000E+00
431 1 0.000E+00 0.000E+00 -1.620E+00 0.000E+00 0.000E+00 0.000E+00
432 1 0.000E+00 0.000E+00 -1.620E+00 0.000E+00 0.000E+00 0.000E+00

```

## 1\*\*\*\*\* ELEMENT LOAD MULTIPLIERS

load case	case A	case B	case C	case D	case E
1	1.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00	0.000E+00

## \*\*\*\* Invoking Sparse Solver ...

\*\*\*\* Symbolic Assembling Using the Row-Hits Matrix Profile ...  
\*\*\*\* Assembled in One Block.  
\*\*\*\* Real Sparse Matrix Assembly

#### 1\*\*\*\*\* STIFFNESS MATRIX PARAMETERS

minimum non-zero diagonal element = 9.8666E+06  
maximum diagonal element = 1.2659E+08  
maximum/minimum = 1.2830E+01  
average diagonal element = 4.5867E+07

in the upper off-diagonal matrix:  
number of entries in the profile = 50868  
number of symbolic nonzero entries= 29538  
number of real nonzero entries = 29538  
\* Sparse Matrix Assembled in One Block  
\* Load case 1  
\* Sparse Matrix Factorization ...  
\* Sparse Matrix Solving ...  
\* End Sparse Matrix Solution

## 1\*\*\*\* STATIC ANALYSIS

LOAD CASE = 1

3 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00  
0.0000E+00  
4 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00  
0.0000E+00  
5 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00  
0.0000E+00  
6 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00  
0.0000E+00  
7 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00  
0.0000E+00  
8 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00  
0.0000E+00  
9 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00  
0.0000E+00  
10 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00  
0.0000E+00

.  
. .  
425 -2.9113E-06 8.0593E-06 -4.0388E-05 0.0000E+00 0.0000E+00 0.0000E+00  
426 -1.6996E-05 -3.6801E-06 -4.0253E-05 0.0000E+00 0.0000E+00  
0.0000E+00  
427 -1.9105E-05 -8.1080E-06 -3.8750E-05 0.0000E+00 0.0000E+00  
0.0000E+00  
428 -1.2140E-05 2.3086E-06 -3.4662E-05 0.0000E+00 0.0000E+00  
0.0000E+00  
429 -7.0384E-06 2.5938E-05 -2.9397E-05 0.0000E+00 0.0000E+00  
0.0000E+00  
430 -1.4035E-05 4.2572E-05 -2.8248E-05 0.0000E+00 0.0000E+00  
0.0000E+00  
431 -1.7728E-05 4.4217E-05 -3.5006E-05 0.0000E+00 0.0000E+00  
0.0000E+00  
432 -6.3439E-06 4.0360E-05 -4.8068E-05 0.0000E+00 0.0000E+00  
0.0000E+00

1\*\*\*\* TEMPORARY FILE STORAGE (MEGABYTES)

---

UNIT NO. 7 : 0.009  
UNIT NO. 8 : 0.015  
UNIT NO. 9 : 0.000  
UNIT NO. 10 : 0.000  
UNIT NO. 11 : 0.021  
UNIT NO. 12 : 0.009  
UNIT NO. 13 : 0.009  
UNIT NO. 14 : 0.004  
UNIT NO. 15 : 0.000  
UNIT NO. 17 : 0.000  
UNIT NO. 51 : 0.024

UNIT NO. 52 : 0.672  
UNIT NO. 54 : 0.005  
UNIT NO. 55 : 0.113  
UNIT NO. 56 : 0.225  
UNIT NO. 58 : 0.009

TOTAL : 1.116 Megabytes

## Stress Analysis

Algor (R) FEA Stress Processor  
Version 12.08-WIN 07-DEC-2001  
Copyright (c) 1989-2001 Algor, Inc. All rights reserved.

DATE: JULY 25,2007  
TIME: 02:35 PM  
INPUT.....tempcvm

---

### 1\*\*\*\* 8-NODE BRICK ELEMENTS

number of elements = 198  
number of materials = 1  
number of load types = 4

---

### 1\*\*\*\* 8-NODE BRICK ELEMENT STRESSES

ELEM. CASE N	SIG-XX	SIG-YY	SIG-ZZ	TAU-XY	TAU-Y Z	TAU-ZX
NO. (MODE)O	(SIG-MAX)	(SIG-MIN)	(SIG-INT)			
D						
E						

---

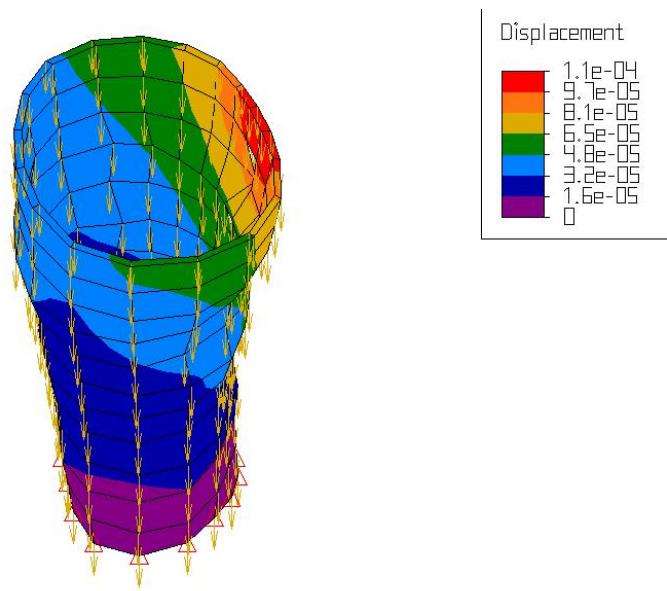
1	1	1	-2.777E+05	-2.852E+05	-6.171E+05	-5.452E+03	-1.589E+04	1.050E+05	-2.455E+05	-6.475E+05	-2.870E+05
1	1	2	-2.749E+05	-2.570E+05	-6.220E+05	-1.386E+03	-4.229E+04	5.526E+04	-2.489E+05	-6.351E+05	-2.698E+05
1	1	3	-3.017E+05	-2.900E+05	-7.276E+05	5.762E+03	-4.923E+04	6.991E+04	-2.839E+05	-7.442E+05	-2.911E+05
1	1	4	-2.719E+05	-2.895E+05	-6.512E+05	2.165E+03	-2.059E+04	1.187E+05	-2.375E+05	-6.863E+05	-2.887E+05
1	1	5	1.877E+04	-3.892E+04	-6.231E+05	7.908E+04	-2.431E+04	6.253E+04	7.614E+04	-6.308E+05	-8.853E+04

198 1 1 -4.320E+04 1.536E+04 -1.115E+05 -1.055E+04 -1.040E+04 -9.748E+03  
     1.778E+04 -1.139E+05 -4.318E+04  
 198 1 2 4.328E+04 4.502E+04 -8.552E+04 -1.693E+04 -1.030E+04 -1.631E+04  
     6.120E+04 -8.870E+04 3.028E+04  
 198 1 3 6.643E+04 1.491E+05 4.640E+04 -4.390E+04 1.554E+04 -2.593E+03  
     1.700E+05 4.196E+04 5.002E+04  
 198 1 4 -3.891E+04 1.178E+05 4.545E+02 -4.167E+04 1.690E+04 1.290E+04  
     1.296E+05 -5.441E+04 4.189E+03  
 198 1 5 -2.903E+04 -5.808E+04 -8.034E+04 3.070E+04 -1.047E+04 -  
     1.483E+04  
     -5.220E+03 -8.483E+04 -7.741E+04  
 198 1 6 -2.362E+04 -8.837E+04 -1.125E+05 9.285E+03 -8.044E+03 -  
     1.092E+04  
     -2.075E+04 -1.156E+05 -8.811E+04  
 198 1 7 -4.832E+03 7.041E+03 1.551E+04 -1.631E+04 1.576E+04 2.986E+03  
     2.962E+04 -2.030E+04 8.394E+03  
 198 1 8 -2.554E+04 3.749E+04 2.915E+04 1.905E+03 1.449E+04 7.121E+03  
     4.885E+04 -2.645E+04 1.870E+04

1\*\*\*\* End of file

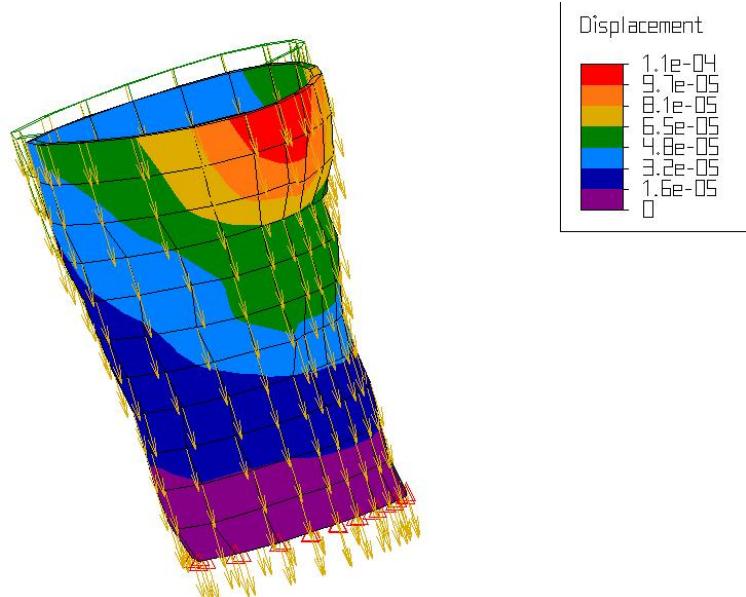
## Appendix

### Deformação Femural



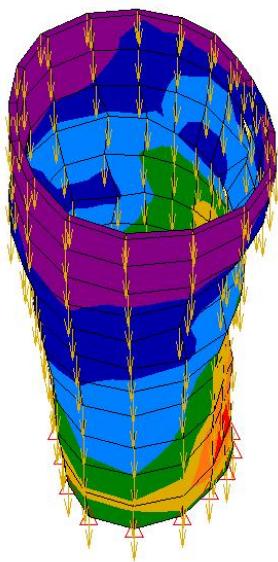
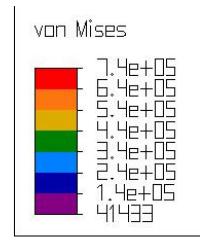
Gravura mostrando deformação tibial (valores em metros)

### Estágio de Deformação antes e Pós-Carga de 70 kg



Deformação antes após carregamento de 700N ampliada em 22000 vezes

### Distribuição de tensão no cartucho



Valores de tensão (critério de Von-Mises) em Pascal