



Josmar Rodrigues

# **Utilização de Prototipagem Rápida para Concepção de Dispositivos para Auxílio de Pessoas com Discapacidade de Membros Inferiores**

19/2015

CAMPINAS



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS**  
**FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA**

**Josmar Rodrigues**

## **Utilização de Prototipagem Rápida para Concepção de Dispositivos para Auxílio de Pessoas com Discapacidade de Membros Inferiores**

Dissertação de Mestrado apresentada à Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Estadual de Campinas como parte dos requisitos exigidos para obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica, na Área de Mecânica dos Sólidos e Projeto Mecânico.

Orientador: Prof. Dr.: João Mauricio Rosário

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE À VERSÃO  
FINAL DA DISSERTAÇÃO DEFENDIDA PELO  
ALUNO, JOSMAR RODRIGUES, E ORIENTADA  
PELO PROF. DR: JOÃO MAURÍCIO ROSÁRIO.

  
\_\_\_\_\_  
ASSINATURA DO ORIENTADOR

**CAMPINAS**  
**2015**

Ficha catalográfica  
Universidade Estadual de Campinas  
Biblioteca da Área de Engenharia e Arquitetura  
Elizangela Aparecida dos Santos Souza - CRB 8/8098

R618u Rodrigues, Josmar, 1973-  
Utilização de prototipagem rápida para concepção de dispositivos para auxílio de pessoas com incapacidade de membros inferiores / Josmar Rodrigues. – Campinas, SP : [s.n.], 2015.

Orientador: João Maurício Rosário.  
Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica.

1. Prototipagem Rápida. 2. Biomecânica. 3. Reabilitação. I. Rosário, João Maurício, 1959-. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia Mecânica. III. Título.

Informações para Biblioteca Digital

**Título em outro idioma:** Utilization of rapid prototyping for device conception to assist people with disabilities of lower extremity

**Palavras-chave em inglês:**

Rapid Prototyping

Biomechanics

Rehabilitation

**Área de concentração:** Mecânica dos Sólidos e Projeto Mecânico

**Titulação:** Mestre em Engenharia Mecânica

**Banca examinadora:**

João Maurício Rosário [Orientador]

Sigisfredo Luis Brenelli

Marcos Antonio Porta Saramago

**Data de defesa:** 19-02-2015

**Programa de Pós-Graduação:** Engenharia Mecânica

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA  
COMISSÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA  
DEPARTAMENTO DE SISTEMAS INTEGRADOS  
DISSERTAÇÃO DE MESTRADO ACADÊMICO

## **Utilização de Prototipagem Rápida para Concepção de Dispositivos para Auxílio de Pessoas com Discapacidade de Membros Inferiores**

Autor: Josmar Rodrigues

Orientador: João Mauricio Rosário

A Banca Examinadora composta pelos membros abaixo aprovou esta Dissertação:

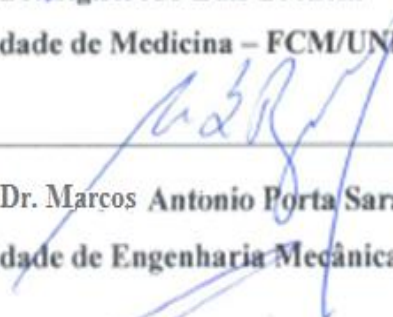
**Prof. Dr. João Mauricio Rosário**

**Faculdade de Engenharia Mecânica – FEM/UNICAMP**



**Prof. Dr. Sigisfredo Luis Brenelli**

**Faculdade de Medicina – FCM/UNICAMP**



**Prof. Dr. Marcos Antonio Porta Saramago**

**Faculdade de Engenharia Mecânica – FEM/UNICAMP**



Campinas, 19 de Fevereiro de 2015.



## Resumo

Projetos biomecânicos necessitam de grande precisão, pois são utilizados em grande parte dos casos para pessoas com incapacidade física. Para este fim, nesse trabalho foi desenvolvido um estudo comparativo de três processos de Prototipagem Rápida: Sinterização a Laser Seletiva (SLS), Laser de Estado Sólido (SLA) e Modelagem por Deposição de Material Fundido (FDM) para desenvolver dispositivos para auxílio de pessoas com incapacidade de membros inferiores e concluiu-se que Sinterização a Laser Seletiva (SLS), é o processo que permitiu compreender, e realizar a definição de qual processo é o mais viável na implementação de um protótipo, considerando características de materiais, velocidade de prototipagem e custos envolvidos. Finalmente, esse trabalho buscou através de dois estudos de casos definir as dificuldades da biomecânica na produção de protótipos confiáveis e palpáveis. Foi apresentado um modelo prático e outro metódico para melhor atender o desempenho da prototipagem, baseando-se nas características e análise dos produtos a serem produzidos e seu custo.

Palavras Chaves: Próteses, *Biomecânica*, *Prototipagem Rápida*, *Estereolitografia e Reabilitação*.

## **Abstract**

Biomechanical Designs requiring great precision because they are used in most cases for people with physical disabilities. To this end, this work was carried out a comparative study of three Rapid Prototyping processes: Sintering Laser Selective (SLS), Solid State Laser (SLA) and Modeling Deposition of Molten Material (FDM) to develop devices to aid people with lower extremity disabilities and found that selective laser sintering (SLS) process is allowed to understand and perform the determination of which method is the most feasible to implement a prototype, considering characteristics of material, speed prototyping and costs involved. Finally, this study sought through two case studies to define the difficulties of biomechanics in the production of reliable and tangible prototypes. A practical model was presented and other methodical to better serve the performance of the prototype, based on the characteristics and analysis of products to be produced and its cost.

*Key words:* Prostheses, *Biomechanical*, *Rapid Prototyping*, *Stereolithography and Rehabilitation*.

## Lista de Ilustrações

Figura: 2.1- Vista lateral do membro inferior - Fonte: NETTER, Frank H.. Atlas de Anatomia Humana. 2ed. Porto Alegre: Artmed, 2000. ....	7
Figura 2.2: Fases da Marcha Humana (OLIVEIRA JUNIOR, 2006). ....	8
Figura 2.3: Ângulos – Fases da Marcha. Fonte: (OLIVEIRA JUNIOR, 2006). ....	8
Figuras:2.4-(a), (b), (c), (d), (e), (f), (g), (h), (i), (j), fases e ângulo da marcha humana..	9-10
Figura 2.5 Análise de Marcha levando em conta cinemática antropometria.....	12
Figura – 2.6 - Sistema de coordenadas. Unidades. Noção de ponto material. Posição em 1, 2 e 3 dimensões. Vetor. Operações vetoriais. Descrição qualitativa e quantitativa de posições do corpo humano. ....	12
Figura – 2.7 Diagrama de blocos cinemáticos, protocolo para aquisição e tratamento de dados Fonte: Análise de Marcha:Protocolo Experimental A Partir de Variáveis cinemáticas e Antropométricas, Andrade,M.L (2002). ....	13
Figura – 2.8 -Chute semicircular médio. Fonte: Biomecânica da EFE - FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA. ....	14
Figura: 2.9 - Software flexível para rastreamento de marcadores utilizados na análise do movimento humano. (Ricardo ML Métodos Barros) .....	14
Figura: 2.10 – Gráfico de posicionamento da descrição da posição $p_i(x, y)$ de um ser humano e o vetor associado $V(q)$ . ....	17
Figura - 2.12 - ITM (Instituto Tecnológico de Massachusetts).....	22
Figura 2.13– Integração de sistemas Casa.....	24
Figura-2.14 - Equipamento de SLS. Fonte: (CTI).....	29
Figura 2.15 - Equipamento de FDM. Fonte: Stratasys. ....	30
Figura: 2.16 - Máquina de Estereolitografia - Prototipagem Rápida – SLA.....	31
Figura 2.18 – Órtese de HieronymusFabricius (Fess, 2002). ....	32
Figura 2.19 - Sistema de controle de três pontos (LEWIS, PATRNCHACK, et al., 1982). ..	33
Figura. 3.1 - Preparação de dados geométricos, realizada anteriormente ao processamento na máquina SFF - Solid Reform. Fabrication.....	36
Figura 3.2: Diagrama das aplicações da PR na área da saúde.....	37

Figura – 3.3 Resultados da Interface Tomografia Computadorizada até a resina líquida....	41
Figura 3.4: Peças confeccionadas no processo PR (SLS) .....	42
Figura: 3.5 - Sinterização Seletiva a Laser (SLS) .....	43
Figura - 3.6: Peças confeccionadas no processo PR (SLA) .....	44
Figura 3.7- Modelagem por Deposição de Material Fundido (FDM) .....	45
Figura 3.8 - Reconstituição de crânio acidentado por PR de pó à base de gesso e binder ...	45
Figura 3.9 -InVesalius software para reconstituição para tomografia computadorizada e magnética. Fonte: CTI Renato Archer.....	46
Figura 3.10– Reconstituição facial – Elementos Finitos - ANSA .....	47
Figura 3.11 - Reconstituição facial – Elementos Finitos - ANSA – Reforço de Titânio .....	48
Figura 3.12 - Linha de biofabricação de órgãos. ....	49
Figura 3.14 – Equipamento de PR de pó à base de gesso e binder .....	52
Figura 3.15–Tratamento de imagem para CAD, como análises, simulações e modelagem.	53
Figura 3.16 - Reconstituição facial com auxilio de prótese de titânio .....	54
Figura 3.17 - Sistema InVesalius, desenvolvido no CTI.....	54
Figura 3.18 - Reconstituição de coluna servical com auxilio de prótese de polímeros.....	55
Figura 4.1 Primeiro-ministro de Israel Benjamin Netanyahu e o presidente dos EUA, Barack Obama.....	58
Figura 4.2 –Exoesqueleto líder de mercado ARGO ReWalk .....	59
Figura 4.3 - Representação Mecanismo Paralelogramo SolidWorks em aço 1020.....	60
Figura 4.4 - Fluxograma básico que mostra os vários passos a seguir nos diversos programas computacionais dedicados à análise de mecanis.....	62
Figura 4.5 – Análise de Posicionamento, Movimento, Aceleração, Aceleração de Massa..	62
Figura: 4.6 - Graus de Liberdade.....	63
Figura: 4.7 – Análise com Aplicação de Força Vetorial .....	65
Figura: 4.8 HocomFeiertdenVerkaufdes 500.....	69
Figura: 4.9 – Equipamento de Reabilitação CARRE — Centro de Reabilitação do Hospital Sarah Kubitschek .....	70
Figura: 4.10 – Centro de Reabilitação do Hospital Sarah Kubitschek .....	71
Figura: 4.11- SimulitionXpressStudySolidWorks – Von Mises .....	75
Figura: 4.12 - Mecanismos de quatro barras. (AGRAWAL, 2001). ....	77

Figura: 4.13 - Mecanismo quatro barras e Joelho Otto Bock quatro Barras .....	78
Figura: 4.15 – Órtese de membros inferiores (COLOMBO et al, 2000).....	80
Figura: 4.16 - Joelho Monocêntrico da Otto Bock .....	81
Figura: 4.17 - Joelho Pneumático da Otto Bock.....	82
Figura: 5.1 - Montagem do dispositivo obtido por PR .....	83
Figura: 5.2 - Protótipo de torque, aceleração, desaceleração e posicionamento Simulação de movimentos no SolidWorks. ....	84
Figura 1 - Modelo gerado por Prototipagem Rápida – SLS .....	94
Figura: 2 - Desenhos 3D com extensão SLDASM, para gerar modelo em PR-SLS.....	94
Figura: 3 - DisplayQuality .....	95
Figura: 4 - software EdgeCAM .....	96
Figura: 5 - Desenvolvimento de hardware. Equipamento de PR em construção. Fonte: (CTI). ....	98
Figura: 6 - Tempo médio dos eventos relacionados à sequência da distribuição das cargas e das fases relativas ao contato do pé com o chão (0.220_0.019 m/s) (Adaptado de DeCockatal, 2004). ....	99
Figura: 7 - Sequência de imagens – quadros (1, .. n: n = total de quadros) .....	101

## Lista de Tabelas

Tabela 2.1 - Sistema de marcas anatômicas utilizado na tomada estática.....	20
Tabela 2.2 - Sistema de marcas técnicas utilizado na tomada estática.....	21
Tabela4.1 - Referências retiradas do <i>SolidWorks</i> , Modulo Propriedade de Massas.....	61
Tabela4.2 - Características Técnicas para o Exoesqueleto.....	72
Tabela 4.3 -de Análise de Custo para o Exoesqueleto.....	73
Tabela 4.4 -de Propriedades de massa de Cintura.....	74
Tabela A : Ângulos da Marcha Humana (OLIVEIRA JUNIOR, 2006).....	100



## **Lista de Abreviaturase Siglas**

AEB - Agência Espacial Brasileira  
CAD – Computer Aided Design  
CAE – Computer Aided Engineer  
CAM – Computer Aided Manufacturing  
CI -Circuitos Integrados  
CNC - ComputerNumericalControl  
CTI - Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer  
EUA – Estados Unidos da América  
FDM - Modelagem por Deposição de Material Fundido  
FEA – Finite Element Analysis  
FEM – Faculdade de Engenharia Mecânica  
FMEA – Analise Efeito Modo e Falhas  
G – Linguagem de Máquinas Operatrizes CNC  
HTML – Hypertext Markup Language  
ISS - International Space Station  
ISO – International Standard Organization  
IBM – International Business Machines  
LAIR – Laboratório Integrado de Automação e Robótica  
MIT - Instituto Tecnológico de Massachusetts  
PTC – Parametric Technology Corporation  
PNE – Portador de Necessidades Especiais  
PR – Prototipagem Rápida  
ROSCOMOS - Agência Espacial Russa  
SENAI – Serviço Nacional de Aprendizagem Industrial  
SLS - Sinterização a Laser Seletiva  
SLA - Laser de Estado Sólido  
UNICAMP – Universidade Estadual de Campinas  
3D – Três Dimensão  
2D – Duas Dimensão

# Sumário

## Sumário

Capítulo 1–Introdução .....	1
1.1 - Contexto do trabalho .....	1
1.2 - Objetivos do trabalho .....	1
1.3 - Contribuição do Trabalho.....	1
1.4 - Trabalho e metodologia a ser utilizada .....	2
1.5 - Descrição dos Capítulos .....	3
Capítulo 2 - Revisão Bibliográfica .....	5
2.1 - Dispositivos Biomecânicos: Anatomia e Fisiologia .....	6
2.1.1 - Anatomia do membro inferior.....	6
2.2 – Marcha Humana .....	7
2.3 – Computação Gráfica - Projetos utilizando Ferramentas CAD. ....	22
2.4 - Metodologias para escolha da tecnologia ideal de PR ao processo desejado .....	25
2.5 Exoesqueleto.....	32
Capitulo 3 – Prototipagem Rápida .....	34
3.1 Estudo de Materiais para PR .....	34
3.2 Contribuições ao estudo da prototipagem rápida, digitalização tridimensional e seleção de materiais no design de implantes personalizados. ....	36
3.3 - Prototipagem Rápida - Concepção.....	38
3.4 Software de imagem 2D através de Tomografia Computadorizada.....	40
3.5 Etapas da Prototipagem .....	41
3.6 Classificações dos Processos de PR .....	42
3.7Prototipagem Rápida para Biomateriais .....	45
3.8 Representação virtual de linha de biofabricação de órgãos.....	48
3.9 Desenvolvimento de pó à base de gesso e binder para prototipagem rápida .....	51
3.10- Ferramentas para Modelagem CAD – 3D.....	52
Capítulo 4 – Estudos de Casos .....	56

4.1 Estudo de Caso - Exoesqueleto .....	57
4.1.8.1 Aspectos Geométrico e Cinemático .....	74
4.1.8.2 Mecanismos de quatro barras .....	76
4.1.8.3 Cadeia Cinemática Fechada do Mecanismo de quatro barras .....	77
4.1.8.4 Centro Instantâneo no Mecanismo quatro barras .....	79
4.2 Estudo de Caso - Prótese Membro Inferior .....	79
5.1- Validação .....	83
Capítulo 6 - Sugestão de Trabalhos Futuros.....	85
6.1- Perspectivas .....	86
Capítulo 7 - Conclusão .....	87
Bibliografia.....	88
 Apêndice A - Concepção Protótipo de Sistema Biomecânico a partir de PR SLS.....	94
Apêndice B - Display Quality.....	95
Apêndice C - Software EdgeCAM.....	96
Anexo A - Prototipagem Rápida - Hardware e Software.....	98
Anexo B - Dispositivos para marcha, aferição e resultados.....	99
Anexo C - Ângulos da Marcha Humana.....	100
Anexo D - Sequência de imagens.....	101

## **Capítulo 1–Introdução**

### **1.1 - Contexto do trabalho**

Esse trabalho pretende contribuir com o desenvolvimento de projetos futuros, visando à melhor escolha de recursos para a elaboração de um projeto na área de biomecânica. Apresentam-se as vantagens da utilização da tecnologia 3D em Prototipagem Rápida (PR), onde se observam as vantagens de se ter uma amostra tátil, sem utilização de ferramentas convencionais e equipamentos de produção.

### **1.2 - Objetivos do trabalho**

O objetivo deste trabalho é apresentar conceitos e tecnologias que utilizam a Prototipagem Rápida para o desenvolvimento de produtos que auxiliem projetos e protótipos que serão usados em sistemas biomecânicos para pessoas com incapacidades físicas, visando identificar o melhor processo de PR, a melhor visualização, a redução de custos e a economia de tempo. Para que isto se torne possível, tem-se que, exaustivamente, testar, analisar e implementar os dados obtidos ao longo do trabalho.

### **1.3 - Contribuição do Trabalho**

As pessoas com incapacidade física são o público-alvo da biomecânica, por isso ela é uma área de grande precisão. Os protótipos têm que ser ajustados antes da instalação no paciente e o presente projeto objetiva proporcionar ao médico precisão e agilidade, além de um custo reduzido, já que não haverá desperdício de material nem estoque desnecessário. A partir do dimensionamento, ter-se-á o produto desejado através de PR.

A proposta é agilizar o dimensionamento do protótipo ou do produto final sem a presença do paciente, já que esta modelagem pode ser feita pelo médico e enviado ao projetista via Internet, evitando gastos e desgastes ao paciente.

Nesse caso, desenvolver-se-ão projetos que tenham uma visão do produto final logo na sua concepção através da Prototipagem Rápida. As ferramentas e processos são apresentados de maneira clara, para que o pesquisador tenha a opção do processo de PR ao escolher seu projeto biomecânico.

#### **1.4 - Trabalho e metodologia a ser utilizada**

O trabalho visa inserir novas tecnologias na concepção de modelos 3D para confecção de protótipos utilizando o processo de Prototipagem Rápida (PR) para projetos Biomecânicos. Utilizam-se os recursos de Prototipagem Rápida e CAD para customizar, diminuir resíduos, tempo de manufatura e fabricação desnecessária, buscando também a diminuição do tempo de projeto, o desgaste de ferramenta e o desperdício de material. Para que isso se realize utilizou-se software com interface, entre si, criando uma rotina de fundamentação dos métodos utilizados. Entre estes programas utiliza-se o CAD 3D (Ex: *SolidWorks* e *Pro-engineer*), programas de rotinas matemáticas, modelagem cinemática, como *MatLab* Programas de simulação e medição de Posição, Massa, Movimentos (Ex: *Working Model 2D*). Utilizam-se modelos 3D, sobre os quais já foram saturados os estudos de resistência dos materiais, material adequado, análise de movimentos pela ferramenta CAD *SolidWorks*.

As etapas seguintes serão a concepção de um protótipo físico gerado desse modelo 3D através do processo de Prototipagem Rápida. Parte-se para o mecanismo através da conversão do modelo 3D (devidamente ajustado), para o CAM *HSMxpress*, do pacote *SolidWorks*, que gera parâmetros de linguagem CNC (linguagem G).

Este trabalho segue, referencia e gera o desenvolvimento de outras literaturas da FEM e de outras Universidades, muitas vezes de literaturas do exterior, inclusive do Jonh Hopkins Hospital. A maioria dessas literaturas buscam parâmetros para estudos de

reabilitação humana e, o objetivo principal é dar uma vida mais sociável e produtiva ao deficiente físico.

Embora esta seja uma área tão necessitada, faz parte do mercado competitivo e as quebras de patentes são cada vez mais raras o que torna o produto muito caro e inviável, principalmente para os países em desenvolvimento e que não possuem acordos de transferência de tecnologia com países desenvolvidos. Há muito pouco de evolução em projeto e processo nessa área que também pertence a sistema integrado.

O Laboratório de Automação Integrada e Robótica (LAIR), Faculdade de Engenharia Mecânica, UNICAMP vem desenvolvendo trabalhos para se chegar ao propósito primordial deste trabalho: o desenvolvimento de protótipos através de Prototipagem Rápida para a Concepção de Protótipo de Sistemas para Auxílio de Pessoas com Discapacidade de Membros Inferiores. São elas próteses de membro superior-inferior, exoesqueleto, equipamentos de estimulação muscular, auxílio ósseo, cadeiras de rodas automatizadas e muitos outros recursos que auxiliam o deficiente físico a ter uma vida social e produtiva mais dignas.

## **1.5 - Descrição dos Capítulos**

- **Introdução:** Neste capítulo, o assunto foi resumido em tópicos gerais: Contexto do trabalho; Objetivos do trabalho; Contribuição do Trabalho; Trabalho e metodologia a ser utilizada.
- **Revisão Bibliográfica:** Esse capítulo foi formulado a partir do problema abordado, onde se apresentam as soluções para o problema do projeto, mercado atual ou material acadêmico. Explorando os temas na ordem cronológica desde a anatomia, estudo de marcha, CAD, PR até chegar ao estudo do exoesqueleto.
- **Conceito de Prototipagem Rápida:** Equipamento atual, escolha de método e do processo mais adequado para o projeto, orientação ao público interessado nessa tecnologia.



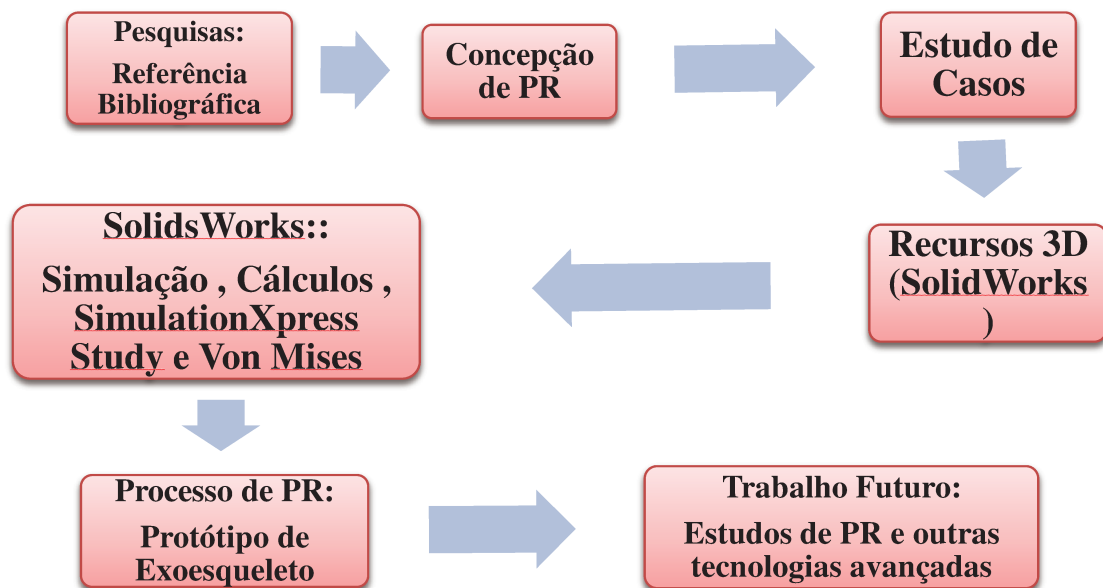
- Proposta de Estudo de Caso utilizando a metodologia proposta: Apresentação de dois estudos de caso, comparando o mercado com a possibilidade de projetos futuros nos dois casos apresentados.
- Validação Experimental e Resultados: A utilização de modelos 3D em projetos virtuais concebidos por ferramentas CAD. Elaboração de montagens, conjuntos e movimentação de verificação do projeto. Estabeleceu-se, neste capítulo, a viabilidade e a funcionalidade do projeto.
- Sugestão de Trabalhos Futuros: A continuidade das pesquisas e a efetivação das parcerias.

## Capítulo 2 - Revisão Bibliográfica

Esse capítulo apresenta os conceitos gerais relacionados a projetos voltados a pessoas com discapacidade do membro inferior, fundamentados, com ênfase no desenvolvimento de produtos. Os conceitos seguem um contexto histórico de projeto com informações objetivas e referenciadas por citações. No decorrer do texto, é mostrado o desenvolvimento de produto com referencial em uma metodologia atual, objetivando-se buscar requisitos para um bom projeto.

Serão apresentadas tecnologias de Prototipagem Rápida: a estereolitografia e a deposição por material fundido. As referências seguem uma ordem cronológica iniciando-se com Anatomia, estudo de marcha, CAD, prototipagem rápida no processo de desenvolvimento de produto e, finalizando, o estudo sobre o produto exoesqueleto. Conforme cronograma representado abaixo.

### Cronograma de Desenvolvimento do Trabalho



## **2.1 - Dispositivos Biomecânicos: Anatomia e Fisiologia**

Anatomia é o campo da ciência que estuda a parte estrutural dos seres vivos (órgãos internos e externos, interações entre si, funcionabilidade, disposição e onde se localizam). Esses são os principais tópicos estudados.

Fisiologia é o campo da biologia que estuda os múltiplos funcionamentos físicos e bioquímica dos seres vivos.

### **2.1.1 - Anatomia do membro inferior**

De acordo com princípios na área de anatomia, a formação da estrutura esquelética do membro inferior se constitui em pélvis, fêmur, tíbia, fíbula e pé. Estes ossos estão sujeitos a forças de contato repetitivo com o solo. Os membros inferiores são ligados por um tronco através da pélvis, que permite a sustentação do corpo para que a postura seja mantida e se tenha a possibilidade de mobilidade (HAMILL e KNUTZEN,2008).

**Membro Inferior:** Apresenta-se na figura 2.1, a cinta pélvica ou cingulo do membro inferior que conecta o tronco ao membro inferior, é formada por ossos do quadril (esquerdo e direito). Com relação aos ossos do quadril, encontramos também o sacro, que possui um anel resistente e ósseo volumoso conhecido como pelve óssea. (Sobotta, J.(2006)



Figura: 2.1- Vista lateral do membro inferior - Fonte: NETTER, Frank H.. Atlas de Anatomia Humana. 2ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.

## 2.2 – Marcha Humana

A marcha humana normal é determinada por um ciclo de dois contatos consecutivos do mesmo calcanhar com o solo (ACKERMANN, 2002), figura 2.2. É constituída por duas fases descritas a seguir:

1. **Fase de Apoio** – Determina a fase de contato inicial do calcanhar e, deste modo o membro inferior se encontra apoiado no solo. Essa fase tem a duração de aproximadamente 60% do ciclo completo de um dos membros inferiores (ACKERMANN, 2002).
2. **Fase de Balanço** – Na fase de balanço, o membro inferior é flexionado e se encontra em balanço. Essa fase tem a duração de aproximadamente 40% do ciclo completo de um dos membros inferiores (ACKERMANN, 2002).

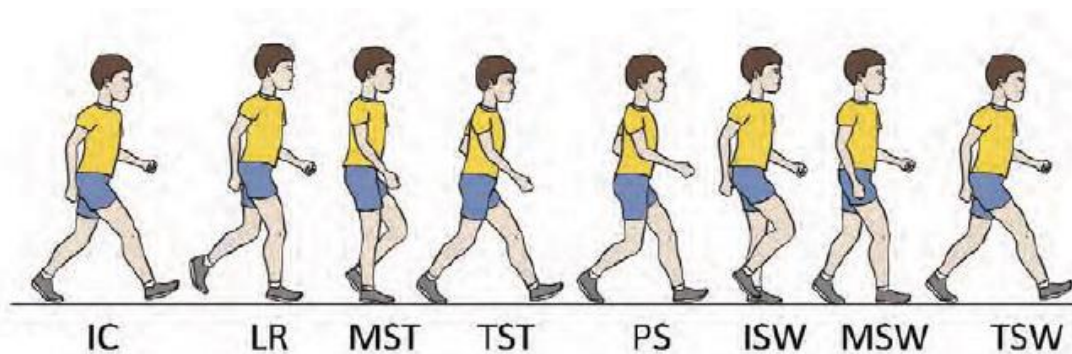


Figura 2.2: Fases da Marcha Humana (OLIVEIRA JUNIOR, 2006).

É verificado na figura 2.3 em relação ao movimento da articulação do joelho, no decorrer com as fases da marcha humana é possível fazer a verificação de dois ciclos figura:

1. Flexão – É o dobramento da perna no decorrer da marcha.
2. Extensão – Movimento de extensão da perna durante a marcha.

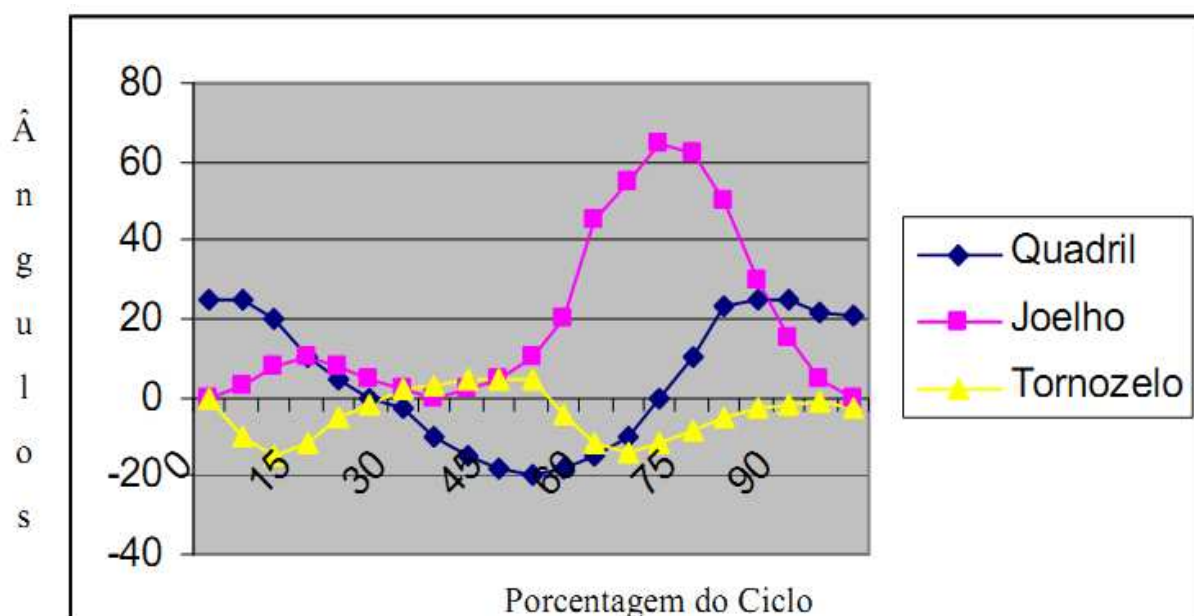


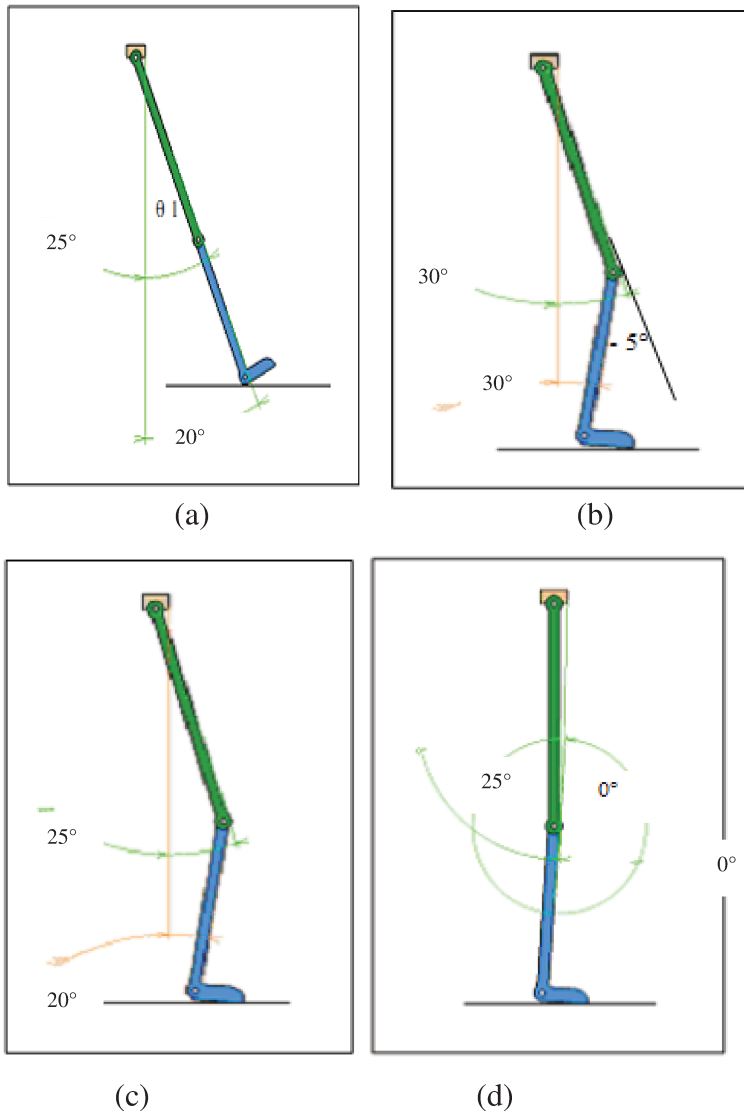
Figura 2.3: Ângulos – Fases da Marcha. Fonte: (OLIVEIRA JUNIOR, 2006).

A marcha humana é constituída por articulações do Quadril, Joelho e Tornozelo( Figura 2.3).

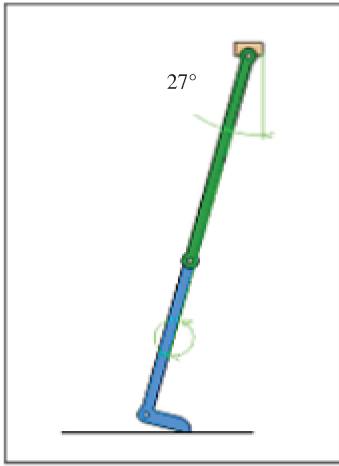
Nas Figuras 2.4 (a), (b), (c), (d), (e), (f), (g), (h), (i) e (j), a seguir, é possível verificar cada uma das fases da marcha humana:

\_a: Início da Marcha, b: Fase de Apoio – 2ª Etapa, c: Fase de Apoio – 3ª Etapa, d: Fase de Apoio – 4ª Etapa, e: Fase de Apoio – 5ª Etapa, f: Fase de Apoio – 6ª Etapa, g: Início da Fase de Balanço, h: Fase de Balanço – 2ª Etapa, i: Fase de Balanço – Final, j: Início da Marcha (Um Ciclo Completo) e a variação dos ângulos dessas articulações ao final do ciclo completo de marcha normal (OLIVEIRA JUNIOR, 2006).

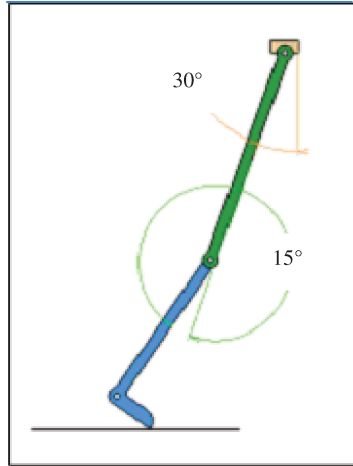
Figuras 2.4: (a), (b), (c), (d), (e) e (f) fases e ângulo da marcha humana



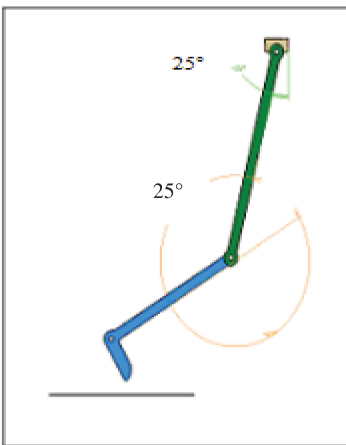




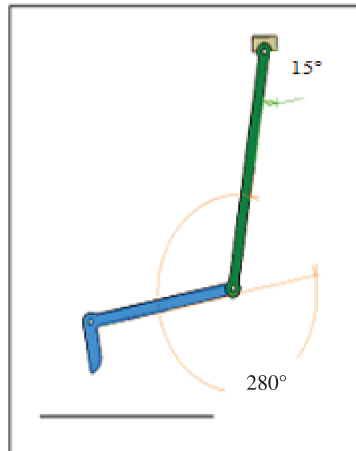
(e)



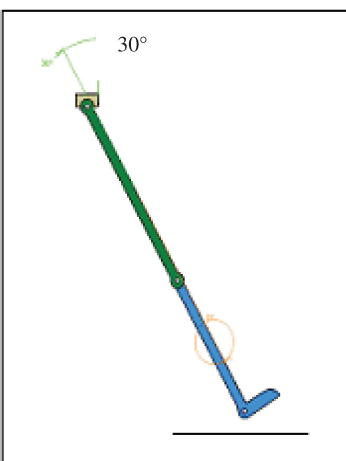
(f)



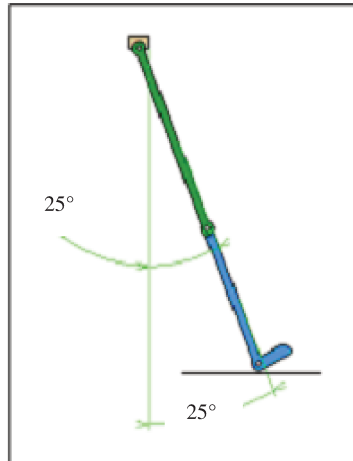
(g)



(h)



(i)



(j)

### **2.2.1 Envelhecimento x Marcha**

Existem muitos fatores de risco que causam instabilidade de postura para o idoso: a inatividade e o envelhecimento, a diminuição no sistema sensorial (visão, propriocepção e sistema vestibular), no sistema motor (força, coordenação e resistência) e na integração central (tempo de resposta, habilidade de multitarefas). Esses são alguns dos fatores intrínsecos relacionados a quedas (NITZ e CHOY, 2004). Idosos também mostram uma diminuição da manutenção do equilíbrio, quando se submetem a perturbações impostas por processos funcionais, tais como a divisão da atenção entre múltiplas tarefas, como por exemplo manter o controle postural no momento em que anda por uma rua com grande aglomeração de pessoas ou no momento da travessia. É consenso atribuir um grande número de quedas entre idosos durante a deambulação, que é o caminhar sem rumo definido (MENZ, LORD e FITZPATRICK, 2003).

Segundo BERG et al (1992), mecanismos compensatórios como alargamento da base de sustentação, diminuição do comprimento e da altura do passo, redução da velocidade e da rotação pélvica estão bem representados na marcha senil que define uma alteração da marcha que não se relaciona com doença cerebral franca. A diminuição da altura do passo, na fase de oscilação, aumenta a probabilidade de o indivíduo tropeçar e cair.

### **2.2.2 Sistema de coordenadas, unidades, descrição qualitativa e quantitativa de posições do corpo humano.**

Segundo BARROS R. M. L. et al.(2000), do Instituto de Educação Física -UNICAMP, em estudo realizado pela biomecânica da mesma unidade e universidade, foram usados os procedimentos de medição da cinemetria e da antropometria conforme figura 2.5. A cinemetria é uma metodologia biomecânica que se destina à obtenção de variáveis cinemáticas para a descrição de posições ou movimentos no espaço; a antropometria é o conjunto de técnicas utilizadas para medir o corpo humano.

## Análise de Marcha

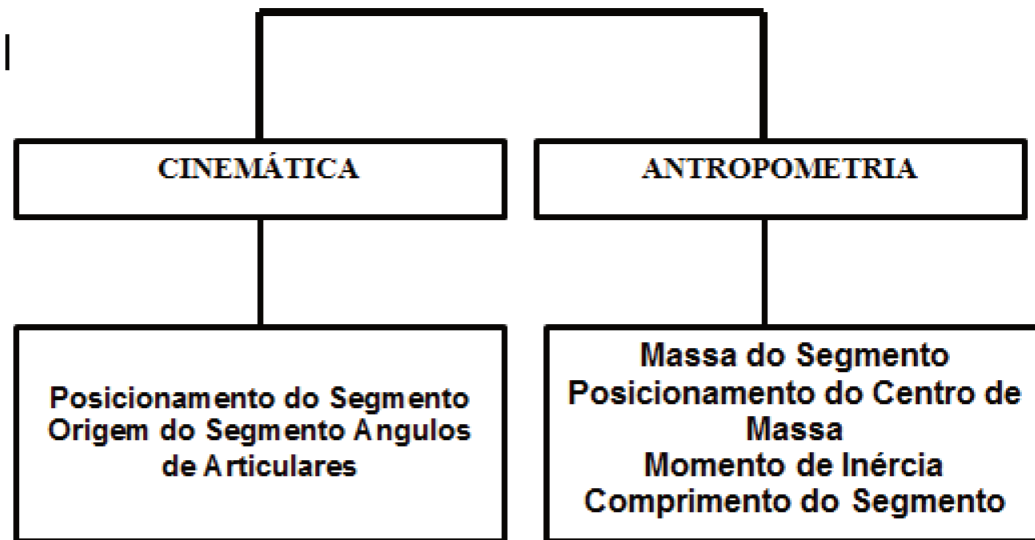


Figura 2.5 Análise de Marcha levando em conta cinemática antropometria

Para a cinemetria foram utilizadas duas câmeras de vídeo: as câmeras (Sony - 50 Hz) se posicionaram a uma distância de sete metros da linha percorrida pelo indivíduo formando um ângulo em torno de  $90^\circ$  entre os focos das lentes e registrando o plano sagital do indivíduo (conforme figura 2.6 e 2.7) . (CORRÊA S.C., AMADIOA.C., GLITSHU. e BAUMANNW. . et al., 2013).

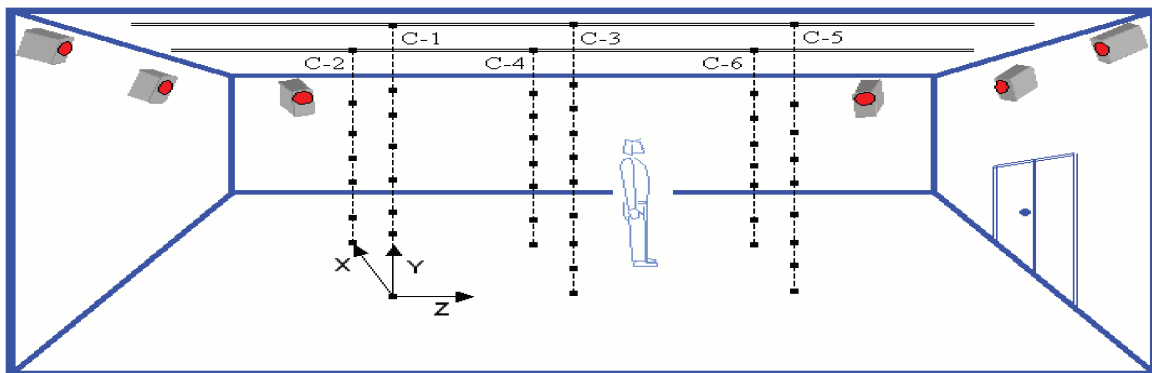


Figura – 2.6 - Sistema de coordenadas. Unidades. Noção de ponto material. Posição em 1, 2 e 3 dimensões. Vetor. Operações vetoriais. Descrição qualitativa e quantitativa de posições do corpo humano.

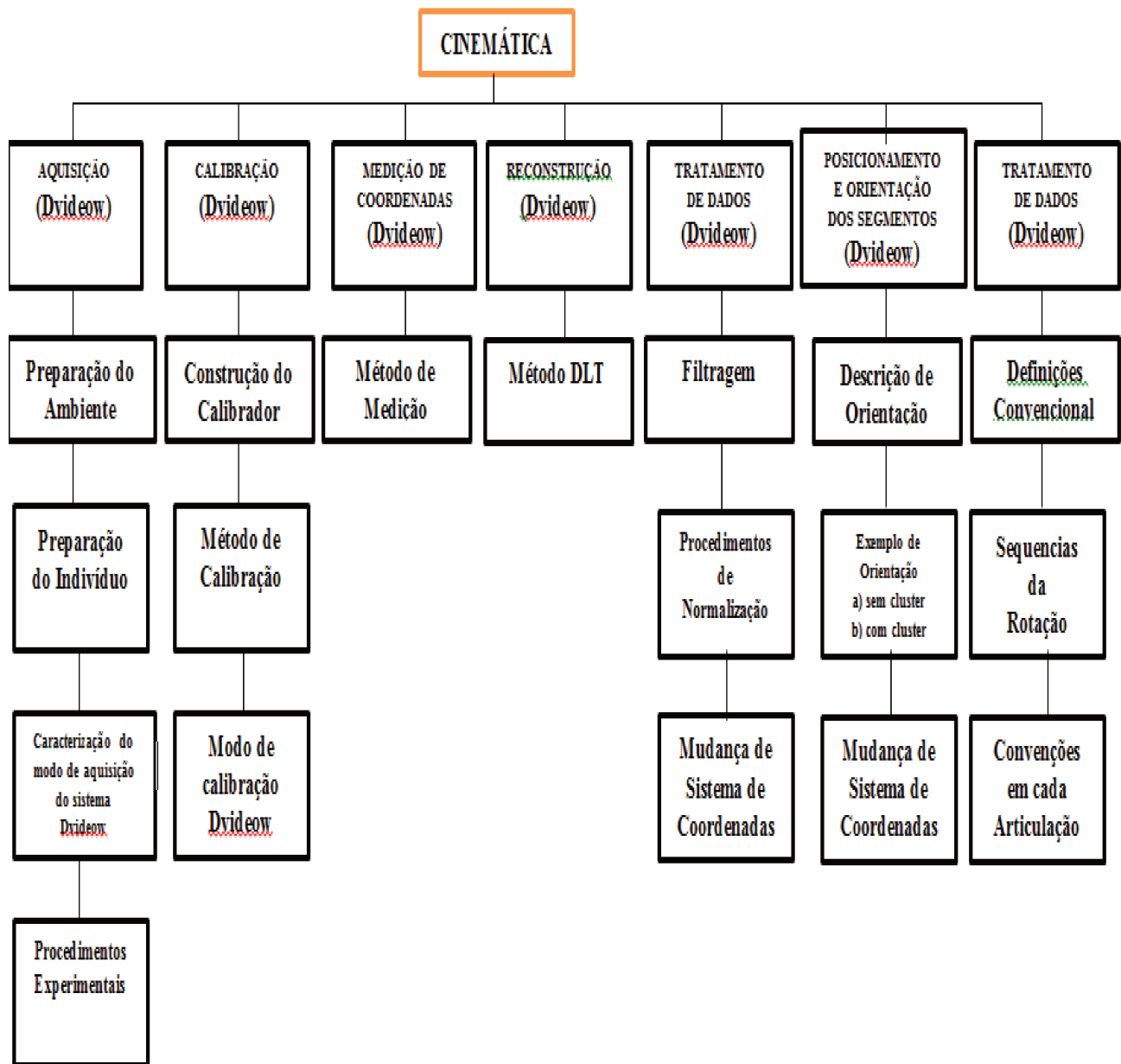


Figura – 2.7 Diagrama de blocos cinemáticos, protocolo para aquisição e tratamento de dados Fonte: Análise de Marcha:Protocolo Experimental A Partir de Variáveis cinemáticas e Antropométricas, Andrade,M.L (2002).

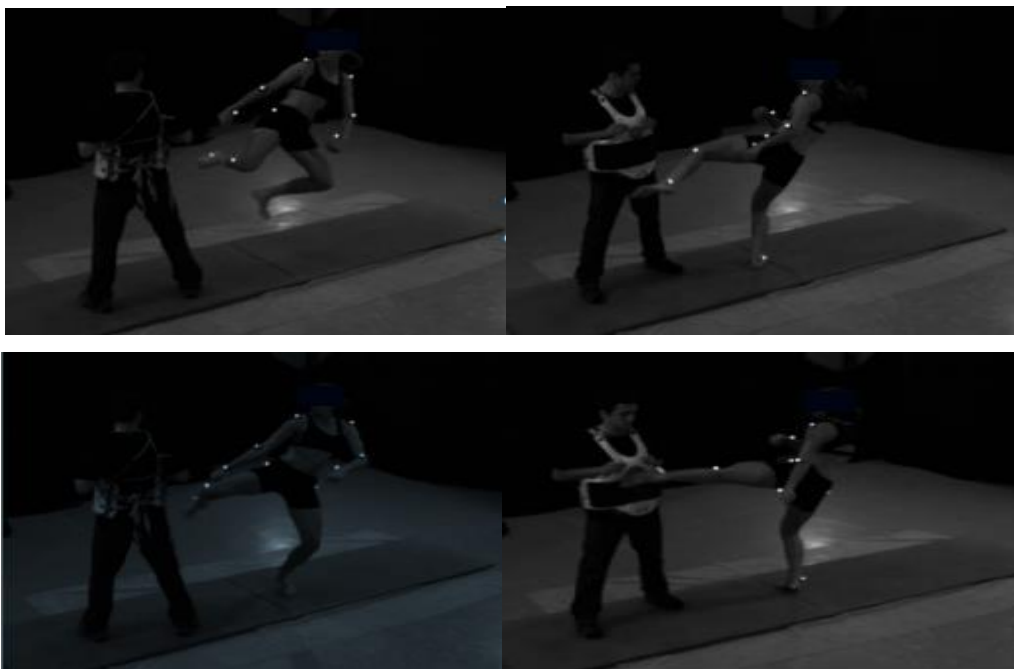


Figura – 2.8 -Chute semicircular médio. Fonte: Biomecânica da EFE - FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA.

As Variações ocorrerão na posição:

\_ Perna Frente Direita /Esquerda

\_ Perna Atrás Direita /Esquerda

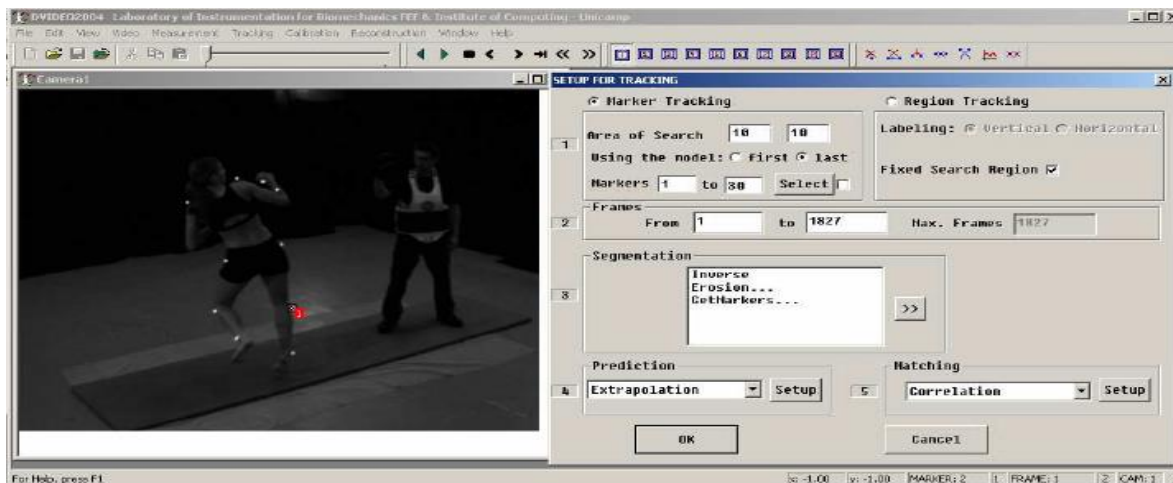


Figura: 2.9 - Software flexível para rastreamento de marcadores utilizados na análise do movimento humano. (Ricardo ML Métodos Barros)

A tecnologia de captação de imagem 3D da marcha humana é inovadora e tem contribuído para melhor avaliação do membro a ser estudado. Este estudo proporciona uma captação do indivíduo, pois os membros variam de tamanho e peso.

Para a medição 3D da marcha humana, são instalados marcadores de visualização (figuras 2.8 e 2.9), que são visualizados por 6 câmeras em uma sala. Estas imagens são transmitidas para o sistema Dvideow que as converte em linguagem gráfica, e os resultados são transmitidos em coordenadas (x,y,z), posicionamento (flexão ou extensão), velocidade da marcha (com variação de indivíduo).

BARROS et al., (1999), trata da concepção de um sistema para análise tridimensional de movimentos humanos, baseado em registros estereoscópicos de vídeo e suas projeções em imagens, ou seja, reconstrução tridimensional de coordenadas.

O sistema para videogrametria "DVIDEOW- Digital Vídeo for Biomechanics for Windows 32bits" foi desenvolvido pelo Laboratório de Instrumentação para Biomecânica – Faculdade de Educação Física- UNICAMP, para a reconstrução de coordenadas espaciais a partir de projeções seletivas e tem como característica principal a independência em relação a equipamentos dedicados. Esse procedimento possibilita a utilização de marcadores ativos e passivos. A leitura dos resultados é facilitada, já que é visualizada através de gráficos. Os resultados podem ser em posicionamento x,y e z e ou por setores do membro (fêmur, tíbia, fíbula e pé), no caso de membro inferior.

A confiabilidade dos resultados, a simplicidade de operação e o baixo custo têm tornado viável sua aplicação em diferentes contextos de análise de movimento.

### **2.2.2.1 - Método de Medição**

A cada imagem emitida, o computador produz a forma de uma matriz de pontos (pixels), que pode transmitir uma sequência de imagens que é parametrizada pela equação:

$S_k = (x, y, r, g, b, t)$ , onde  $S_k$  reproduz a sequência de imagens temporal transmitida pelas câmeras k; x e y correspondente à linha e à coluna das imagens digitais; r, g, b (red, green,



blue) são os componentes da cor para cada pixel e t correspondente ao instante onde cada imagem foi salva no software.

Assim coletam-se as coordenadas x e y dos marcadores em função do tempo, retirando imagem após imagem, mas conservando-se a identificação de cada marcador. A medição destas coordenadas é que fará a inicialização manual (princípio).

Dessa forma, a primeira imagem sequencial dos marcadores é indicada pelo operador criando-se uma sequência de colocação pré-definida.

A inicialização dinâmica é obtida através da inicialização manual dos marcadores que são visualizados em cada câmera. Em seguida é utilizada a medição semi-automática, que faz a integração do operador com os equipamentos para a normalização de detecção automaticamente. Esse procedimento de medição possibilita a interrupção no processo automático, buscando resultados que não forem satisfatórios. Uma vez corrida manualmente uma pequena porção imagens, pode-se iniciar o processo automático novamente, isto trouxe um ganho de tempo na medição manual.

O posicionamento da altura da câmera foi ajustado de maneira que o quadril do indivíduo se posicionasse no centro da imagem. Verificou-se que o campo de filmagem tinha a altura de 1,87 m e 1,0 m de largura. ( S.C. CORRÊA, A.C. AMADIO, U.GLITSCH e W. BAUMANN. et al., 2013).

Antes do início da filmagem do indivíduo, para permitir a calibração e reconstrução das coordenadas tridimensionais e das coordenadas dos pontos de marcação no indivíduo, filmou-se uma estrutura metálica (cubo). O cubo é constituído por pontos marcados nas coordenadas (x, y, z) conhecidas e necessariamente deveria ocupar todo o trajeto de percurso do indivíduo. Apresentaram-se vários métodos para solucionar o problema da reconstrução das coordenadas espaciais. O método utilizado neste estudo foi o DLT (*Direct Linear Transformation*) proposto por (ABDEL-AZIZ & KARARA . et al., 1971), como descrito e modificado por (STUCKE . et al., 1984).

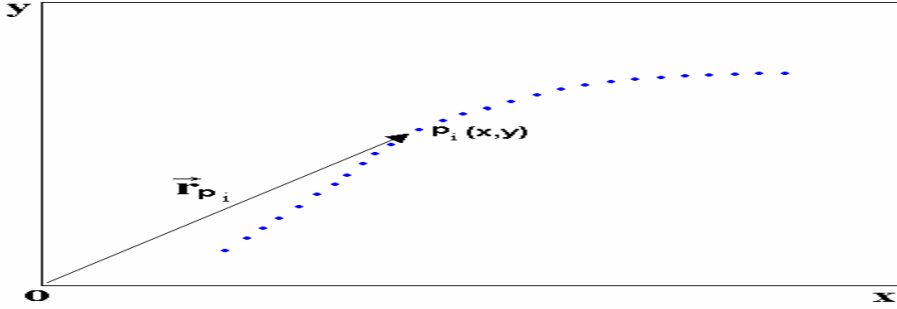


Figura: 2.10 – Gráfico de posicionamento da descrição da posição  $p_i(x, y)$  de um ser humano e o vetor associado  $V(q)$ .

Foi utilizado o modelo antropométrico de (DEMPSTER . et al.,1955) como foi descrito por WINTER (1979), e é baseado em 13 segmentos: considerando os segmentos pé, perna, coxa, mão, antebraço e braço para os dois lados, e o tronco como um único segmento acoplado à cabeça. Antes de ser filmado, o indivíduo recebeu uma marcação especial de fundo preto com um centro em branco em determinados pontos do corpo e as medidas foram coletadas bem como massa e altura. Esses pontos foram digitalizados e armazenados (Corrêa, et al.1996). A sequência dos 17 pontos marcados pode ser observada na Figura 2.10.

Utilizou-se, para digitalização manual dos pontos, uma placa vídeo digitalizadora da *FAST – ScreenMachine II*, com resolução de 640 x 480 *pixels* e uma digitalização com campo de 27 cm x 19 cm. O posicionamento do ser humano e o vetor associado  $V(q)$  é descrito pela equação 2.1. A precisão do sistema depende da reconstrução do sistema de coordenadas, e esta calibragem inicial das câmeras. Os desvios médios em mm do valor:

Em que:

- a)  $x, y$  e  $z$  são as coordenadas do vetor da trajetória da caminhada do ser humano;
- b)  $q$ ; (1,..... número total de quadros - 1)

$$|\vec{v}(q)| = \frac{\sqrt{(x_{q+1} - x_{q-1})^2 + (y_{q+1} - y_{q-1})^2}}{(q+1) - (q-1)}$$

Equação 2.1

Módulo da velocidade:

- a) Derivação a partir dos dados suavizados da trajetória
- b) Descrição da posição  $p_i(x, y)$  de um ser humano e o vetor associado  $i$  a este ponto no quadro  $i$ . ( S.C. CORRÊA, A.C. AMADIO, U.GLITSCH e W. BAUMANN . et al., 2013).

#### **2.2.2.2- Preparação da sala para filmagem**

Os dados foram coletados no LIB - Laboratório de Instrumentação para Biomecânica da Faculdade de Educação Física da Unicamp. Para que eles fossem coletados corretamente e o indivíduo tivesse como efetuar um ciclo de marcha para análise do membro inferior esquerdo e consequentemente do direito, foi determinada uma sala com dimensões apropriadas: 2,69m de comprimento, 0,92m de largura e 1,75m de altura.

Houve a preparação do fundo todo circundado com cortinas de cor preta para melhorar seu contraste com os marcadores e dar uma segmentação de melhor qualidade. No chão foi usado um tapete com recursos antiderrapantes.

A preparação do chão, foi feita utilizando um tapete com recursos antiderrapante.

#### **2.2.2.3- Preparação do Indivíduo**

Em um sistema de quinze segmentos articulados uns com os outros, representou-se o corpo humano. Através disso se conheceu o posicionamento e a origem de cada segmento no espaço tridimensional. Utilizando-se um sistema de análise cinemática, foram colocados três marcadores de material plástico nos segmentos, para definir suas posições no espaço. Os marcadores têm formato esférico para melhor projeção do centro da esfera que coincide com o centro do círculo correspondente na imagem. Dessa maneira são reduzidos os erros de captação em relação às perspectivas.

Para que fosse refletida a luz do iluminador, foi necessário o revestimento dos marcadores com uma fita adesiva. Foram feitos vários testes de enquadramento, visualização e uma representação da anatomia de três tamanhos a serem analisados, chegando-se assim ao resultado de dimensionamento de 15mm para o experimento.

Para efetuar a medição, há o sistema de marcas anatômicas, que é montado sobre uma superfície (base) e o sistema de marcas técnicas, que consiste em uma peça plástica em forma de cruz.

Sistema de marcas anatômicas utilizado na tomada estática	
Pé	p1 - calcâneo O / p2- calcâneo E
	p3 - cabeça do primeiro metatarso O / p4 - cabeça do primeiro metatarso E
	p5- cabeça do segundo metatarso O / p6- cabeça do segundo metatarso E
	p 7 - cabeça do quinto metatarso O / p8 - cabeça do quinto metatarso E
	p9 - falange distal do 2º metatarso o / p 1 O - falange distal do 2º metatarso E
Perna	p11 - maléolo lateral o / p12- maléolo lateral E
	p13- maléolo mediais O / p14- maléolo mediais E
	p15- cabeça da fíbula O / p16- cabeça da fíbula E
	p17- tuberosidade da tíbia / p18- tuberosidade da tíbia E
	p19- côndilo lateral da tíbia o / p20- côndilo lateral da tíbia E
Mão	p23 - côndilo mediais do fêmur O / p24 - côndilo mediais do fêmur E
	p25- trocanter maior do fêmur O / p26- trocanter menor do fêmur E

Mão	p27 -falange distai do terceiro dedo O / p28- falange distai do terceiro dedo E
	p29 - processo estilóide do rádio O / p30 - processo estilóide do rádio E
Antebraço	p31 -processo estilóide da ulna O / p32- processo estilóide da ulna E
	p33 - cabeça do rádio O / p34 - cabeça do rádio E
Braço	p35 - epicôndilo lateral O / p36 - epicôndilo lateral E
	p37 - epicôndilo mediai O / p38 - epicôndilo mediai E
	p39 - inserção do músculo deltóide O / p40 - inserção do músculo deltóide E
	p41 -tubérculo menor do úmero O / p42- tubérculo menor do úmero E
	p43 - acrômio O / p44 - acrômio E
Cabeça	p45 - vértex do osso parietal
	p46 - região lateral do arco zigomático O / p47 -região lateral do arco
	zigomático E
Tronco	p49 - incisura jugular do osso estemo
	p50 - espinha ilíaca pósterio-superior direita
	p51 -espinha ilíaca pósterio-superior esquerda
	p52 - processo xifóide do osso estemo
	p53- umbigo
	p54 - espinha ilíaca ântero-superior D / 55 - espinha ilíaca ântero-superior E

Tabela 2.1 - Sistema de marcas anatômicas utilizado na tomada estática

Sistema de marcas técnicas utilizado na tomada estática	
Perna direita	p56- posterior superior / p57- anterior superior / p58- anterior inferior
Perna esquerda	p59 - posterior superior / p60- anterior superior / p61 -anterior inferior
Coxa direita	p62 - anterior inferior / p63 - anterior superior / p64 - posterior superior
Coxa esquerda	p65 - anterior inferior / p66 - anterior superior / p67 - posterior superior
Antebraço direito	p68- posterior inferior / p69- anterior inferior / p70- posterior superior
Antebraço esquerdo	p71 -posterior inferior / p72- anterior inferior / p73- posterior superior
Braço direito	p74- anterior inferior / p75- anterior superior / p76- posterior superior
Braço esquerdo	p77- anterior inferior / p78- anterior superior / p79- posterior superior

Tabela 2.2 - Sistema de marcas técnicas utilizado na tomada estática

#### 2.2.2.4 - Método de Calibração

Os procedimentos de calibração das câmeras foram inicialmente propostos por ABDEL-AZIZ & KARARA (1971) e são conhecidos como DLT (DirectLinearTransformation), onde o sistema de equações abaixo é aplicado para quantificar os parâmetros da transonmação.

$$\begin{aligned}
 (n_1^k - n_3^k x_i^k)X_i + (n_4^k - n_6^k x_i^k)Y_i + (n_7^k - n_9^k x_i^k)Z_i + n_{10}^k - x_i^k &= 0 \\
 (n_2^k - n_3^k y_i^k)X_i + (n_5^k - n_6^k y_i^k)Y_i + (n_8^k - n_9^k y_i^k)Z_i + n_{11}^k - y_i^k &= 0
 \end{aligned}$$

Equação: 2.2

## 2.3 – Computação Gráfica - Projetos utilizando Ferramentas CAD.

A sigla CAD origina-se do inglês *Computer Aided Design*; traduzida em português Desenho Auxiliado por Computador, ou Projeto Assistido por Computador.



Figura - 2.12 - ITM (Instituto Tecnológico de Massachusetts)

O primeiro CAD de que se tem notícia, é o *sketchpad*, um sistema desenvolvido em 1963 por Ivan Edward Sutherland, durante sua tese de doutorado no ITM (*Instituto Tecnológico de Massachusetts*), Figura-2.13. O sistema foi introduzido em um computador ultramoderno para a época, com 320kb de memória e ocupando uma área de 90,0m<sup>2</sup>. Em comparação com os atuais *desktops*, infinitamente superiores, ou com o seu notebook que vai dentro da mochila, o *sketchpad* é algo ultrapassado, mas foi um marco para a computação gráfica, permitindo o acesso à alta tecnologia CAD presente nos dias atuais.

Fonte: <http://www.aditivocad.com/blog/diferencas-entre-cad-e-autocad/>.

### 2.3.1 - Projeto em CAD (SolidWorks)

As ferramentas CAD (Apêndice C) são de tecnologia avançada e auxiliam em projetos de pequeno, médio e grande porte. Além de auxiliarem em desenhos, também auxiliam em cálculos de resistência dos materiais, simulações térmicas, fundidos,

deformação ao ambiente, análises dinâmicas, cinemáticas, simulação de movimento, criação modelos para prototipagem rápida e em uma gama de recursos e interfaces com outros programas que trocam informações entre si.

As indústrias automobilísticas e aeroespaciais americanas sentiram a necessidade de recursos gráficos para um melhor desenvolvimento da área de projetos. Os conceitos de estruturação de dados, bem como o núcleo da noção de Computação Gráfica interativa, levaram a General Motors a desenvolver os primeiros programas de CAD (Apêndices B, C e D). Logo em seguida, diversas outras grandes corporações americanas seguiram o exemplo sendo que, no final da década de 60, praticamente toda a indústria automobilística e aeroespacial utilizavam o *software* CAD.

Fonte: <http://www.inf.pucrs.br/~pinho/CG/Aulas/Intro/intro.htm>

### **2.3.2 O Crescimento da Computação Gráfica**

Existem vários fatores fundamentais para o desenvolvimento da Computação Gráfica. Entre eles se destacam dois:

- a) O grande avanço tecnológico de (CI) circuitos integrados, na década de 70, que possibilitou baixo custo e, conseqüentemente, a popularização dos equipamentos.
- b) O fornecimento, aos usuários, apenas da máquina e do sistema operacional com operação, acessibilidade e visual simples para que eles operem os aplicativos mesmo sem grande conhecimento na área de visual basic, MS-DOS, C++ (linguagem máquina), tornando assim, sua operação e a busca de resultados o mais simples possível.

As ferramentas CAD são apresentadas como programas que têm a capacidade de fazer desenhos e, conseqüentemente, projetos. Adotam um sistema capaz de auxiliar um projetista (mecânico, elétrico, civil) no desenvolvimento do seu trabalho de maneira ágil e viável, já que facilita a modificação e a alteração de desenhos. Também apresenta potencial para a execução de simulações, geração de programas CAM para máquinas de usinagem CNC, gráficos, análises de resistência dos materiais, iluminação de



uma sala com a localização de uma janela em certo local da parede da casa. Fonte: <http://www.inf.pucrs.br/~pinho/CG/Aulas/Intro/intro.htm>

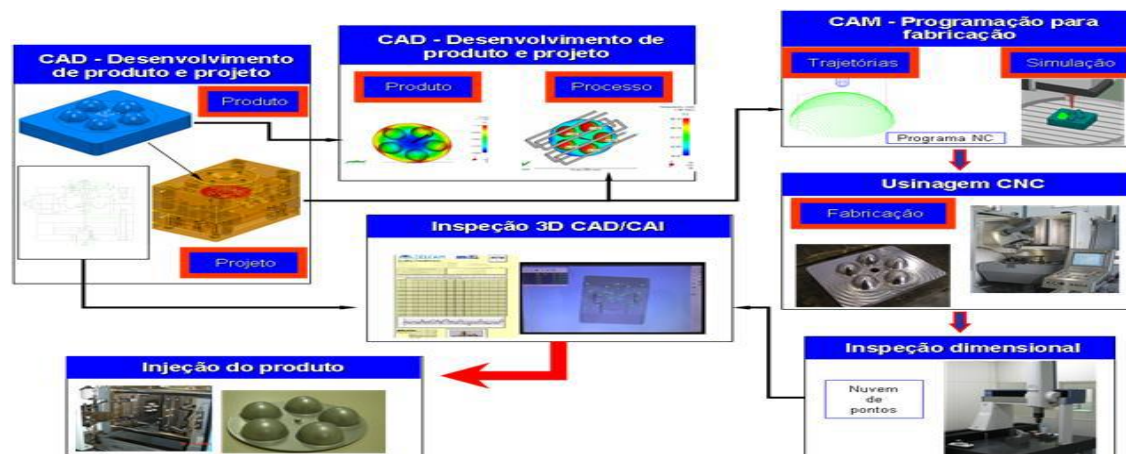


Figura 2.13– Integração de sistemas Casa

A figura 2.13 mostra como é importante a tecnologia de CAD para integração entre os sistemas Casa. As informações geométricas são fornecidas pelo sistema CAD que necessita de comunicação com os demais sistemas computacionais.

Pode-se observar no módulo acima, a integração de sistemas Casa, que as empresas fazem uso de softwares CAD/CAM/CAE para os quais existem muitos fornecedores no mercado. Esses são *softwares* dedicados à modelagem tridimensional (CAD 3D), à simulação (CAE) e à fabricação (CAM).

A ferramenta *SolidWorks* e seus pacotes oferecem uma gama de interface através de sua ferramenta CAM (*HMSxpress*) que usa uma modelagem 3D e, posteriormente, uma programação CAM que gera uma linguagem G para uma lista de fabricantes de comando (SOUZA e ULBRICH, 2009).

O pacote CAM (*HMSxpress*) mostra alguns exemplos de fabricantes de comandos. Entre eles Fagor, Fanuc, Mazak e Mitsubishi.

## 2.4 - Metodologias para escolha da tecnologia ideal de PR ao processo desejado

Para identificar qual o melhor processo de Prototipagem Rápida, alguns critérios de comparação devem ser observados. Como principais indicadores para a avaliação podem ser citados: custo, tempo de desenvolvimento e qualidade.

Segundo Capuano (2000), estão atreladas ao critério de qualidade as seguintes características específicas: estanqueidade (técnica de inspeção não destrutiva que permite medir a quantidade de material vazando), fidelidade geométrica e aparência. Com relação ao critério *custo*, avaliam-se os requisitos: despesa de aquisição do equipamento e, principalmente, o custo médio de um protótipo. Por fim, com relação ao critério *tempo* são avaliados o tempo médio de construção do protótipo e o tempo médio total de processamento (CAPUANO, E. A. P. . et al.,2000)

Para Kaminski (2004), dentro do processo de desenvolvimento de um produto existem dois momentos distintos: o do design e desenvolvimento e o do projeto. Isso quer dizer que, ao se desenvolver um produto, é necessário definir quais as aplicações, os usuários, os processos e as especificações que esse produto terá, ou seja, estabelecer um conceito para este produto. Isto caracterizaria design. Já as características do termo projeto envolvem aquela parte do processo em que, com o conceito desenvolvido, faz-se necessária a sua construção por vários meios e prazos definidos.

Segundo Dalakakis, *et al* (2004), os benefícios da prototipagem rápida só podem ser obtidos eficientemente, quando este processo está inserido em um processo inteiro de desenvolvimento do produto. *Rapid Product Development*(RPD), é um processo iterativo que envolve a manufatura e a evolução de protótipos rápidos, caracterizados por equipes de design distintas cooperando entre si de forma paralela. Na prática, o processo de RPD é reflexo de uma competição pela melhor solução em um grupo de alternativas de soluções. A combinação deste grupo de alternativas, seu desenvolvimento e suas adaptações em um ambiente de troca dinâmico entre as equipes de design é que irão gerar produtos colocados no mercado com mais qualidade, menos tempo e custo de desenvolvimento (DALAKAKIS, EKC e ROLLER,2004).

A Prototipagem Rápida é mais um destes sistemas, disponível em tecnologias diferentes. Segundo Garcia (2001), uma abordagem bastante comum consiste em subdividir as tecnologias de prototipagem em dois grandes grupos:

- Prototipagem Rápida Aditiva, que trabalha por adição de material (FDM, estereolitografia, SLS, LOM) e pode ser chamada de “*Solid Freeform Fabrication*”.
- Prototipagem Rápida Subtrativa (SRP – *Subtractive Rapid Prototyping*), onde os modelos são obtidos por usinagem de blocos de diversos materiais.

Atualmente, o termo tradicional “*Rapid Prototyping*” – Prototipagem Rápida vem se tornando mais usual e correto a todo tipo de prototipagem de rápida execução, independentemente do processo de adição ou de remoção de material, ou ainda, independente do uso ou não das tecnologias que envolvem hardware e software. (DVORAK, 2004).

#### **2.4.1 Classificações do Processo de Prototipagem Rápida**

A Prototipagem Rápida e seus processos podem ser classificados segundo o estado ou a forma primária da matéria-prima utilizada na fabricação. Ela pode ser classificada como tecnologia de adição de líquido, sólido e pó.

Conforme VOLPATO (2007) tem-se a seguinte classificação:

- Adição de Líquidos: Nessa classe, encontra-se a Estereolitografia que se caracteriza pela polimerização de um tipo de resina líquida e de um laser Ultra-Violeta; e a Impressão a Jato de Tinta onde ocorre um jateamento de resina líquida através de um cabeçote tipo jato de tinta, e posterior cura pela exposição a uma luz Ultra-Violeta;
- Adição de Sólido: No respectivo processo, o material pode estar na forma de filamento ou lâmina. Muitos processos que utilizam adição de sólido fundem o material, antes de sua deposição, como o FDM – Deposição por Material

Fundido, no entanto, outros recortam uma lâmina do material que será adicionado, como no caso da Manufatura Laminar de Objetos.

- Adição em Pó: É utilizado laser para o processamento. Como exemplo temos a Sinterização Seletiva a Laser, ou um aglutinante que é aplicado por um cabeçote tipo jato de tinta, utilizado na Impressão Tridimensional.

#### **2.4.2 Análise Comparativa entre os Processos de PR (FDM e Estereolitografia)**

A comparação das imagens dos protótipos construídos nos processos de prototipagem rápida FDM e Estereolitografia, mostra uma grande diferença: nota-se a presença de diferentes texturas e a diferenciação por níveis de detalhamento das peças. Tanto as dimensões como a estrutura das peças apresentam diferenças entre si. São vistos, também, os diferentes aspectos funcionais dos protótipos que influenciam o grau de satisfação da equipe envolvida no projeto.

O custo dos protótipos produzidos por estereolitografia é de 41% acima do que apresentam os protótipos fabricados em plástico ABS pelo processo de modelagem por deposição de material fundido. Portanto, a rapidez e o custo da concepção de peças não são proporcionais, pois tecnologia mais ágil também é mais cara. Os dois processos de prototipagem rápida apresentados são altamente flexíveis, pois apresentam a possibilidade de se construir a partir de amplas formas geométricas. Fonte: <http://www.cti.gov.br/>

#### **2.4.3 - Sinterização a Laser Seletivo (SLS)**

As máquinas e ferramentas do processo SLS (figura 2.15) são construídas com o objetivo de obter objetos tridimensionais pela superposição de camadas homogêneas do material polímero em pó, sendo que o mais usado é a poliamida. Outros materiais também utilizados nesse processo são: elastômeros, cerâmica e metal com polímeros aglutinantes

para aplicações de ferramentas leve. Diferente daquele, o processo SLA utiliza resina líquida, o processo de superpor as camadas e ligá-las quimicamente entre si pela reação ao calor de um cabeçote emissor de laser. No início do processo, é depositada uma fina camada do pó que muda seu estado para sólido pela ação do laser. Nessa etapa acontece o depósito dentro de um cilindro, que forma o objeto, fazendo o posicionamento no centro do equipamento. Na sequência, são adicionadas camadas de pó através de roletes que depositam material sobre a camada já sinterizada para haver uma ação decorrente do ataque do laser. O processo é repetido várias vezes até se formar o produto final. As características do desenho 3D, que não são sólidas, não são sinterizadas e o pó não sinterizado pela ação do laser, não se solidifica e é removido da peça quando o processo estiver completo, conforme figura 2.14. Diversos materiais podem ser utilizados e comparados a outros processos com grande vantagem. (GRIMM, 2005).



Figura-2.14 - Equipamento de SLS. Fonte: (CTI).

A Estereolitografia surgiu como a primeira tecnologia de Prototipagem Rápida no mercado. O equipamento de Estereolitografia usa resina foto curável líquida para a constituição de um protótipo fabricado por superposição de camadas. Por desenho desenvolvido em CAD, os raios laser UV produzem a solidificação da resina líquida polimérica, camada a camada, dando forma ao objeto até chegar ao produto final desejado (Selhorst Junior, et al., 2008).

#### 2.4.4 Equipamento de FDM.

O processo FDM – Deposição por Material Fundido (figura 2.15), faz a construção de objetos através da extrusão de um filamento de polímeros como ABS e Poliamida, através do aquecimento e da movimentação de um cabeçote que trabalha em coordenadas X e Y em sua mesa e também de uma plataforma que se movimenta no sentido vertical coordenada Z. Fios de material termoplástico são direcionados no cabeçote através de guias rotativas que atravessam dois bicos onde acontece a extrusão após aquecimento.

O material é injetado no bico para a construção do objeto 3D desejado e outro bico utiliza material que é como um suporte para obtenção de um produto específico. No fim da deposição de cada camada na plataforma, ela se desloca para baixo, seguindo a distância igual à espessura a camada, formando assim, sucessivas camadas de filamento até a formação do objeto pretendido na concepção do projeto (GRIMM, 2005).



Figura 2.15 - Equipamento de FDM. Fonte: Stratasys.

### 2.4.5 - Estereolitografia (SLA)

No processo de estereolitografia por SLA (figura 2.16), a peça é construída por superposição de camadas de resina líquida polimérica. A forma é retirada de desenho 3D feito em ferramenta CAD e a solidificação da resina fotossensível é feita através de um raio laser UV até completar o formato da peça. Então, faz-se a retirada do equipamento de prototipagem e a resina restante é curada através de aquecimento em forno (GRIMM, 2005).



Figura: 2.16 - Máquina de Estereolitografia - Prototipagem Rápida – SLA

Se a tomografia computadorizada for utilizada, o resultado deste processo será o protótipo, utilizado como auxiliar nas próximas fases da cirurgia, diminuindo a manipulação do paciente à espera para possíveis medições. Isso garantirá maior chance de sucesso nessas cirurgias que são delicadas.

#### Prototipagem Rápida para biomateriais

- Os biomateriais não podem causar rejeição ou danos ao organismo.
- Todo biomaterial tem que tolerar os tecidos que os envolvem, não podendo acarretar prejuízo ao organismo a curto e longo prazo.

Define-se prototipagem como toda ação ou processo para a obtenção de uma cópia de qualquer produto que se deseja fabricar, antes que este esteja efetivamente em produção. Para fins de análises preliminares e testes, eles são chamados de protótipos.

A Prototipagem Rápida é definida por tecnologia para a obtenção de protótipos através de sistemas computacionais automatizados, conhecida também como tecnologias aditivas. (VOLPATO, N. .São Paulo: et al, 2007).



## 2.5 Exoesqueleto

Exoesqueleto é um equipamento que auxilia pessoas com incapacidade de membros inferiores, criando estrutura e movimento até que elas recuperem seus movimentos. É utilizado em paralisia temporária causada por AVC (acidente vascular cerebral) e outras incapacidades de um membro inferior.

A tentativa de se projetar exoesqueletos vem de séculos atrás, como se pode observar no exoesqueleto da Figura 2.18 – Órtese de *Hieronymus Fabricius* (FESS, 2002). O objetivo era criar uma armadura de guerra de grande utilidade para soldados que enfrentariam situações extremas como:

- a) Andar no deserto;
- b) Subir montanhas;
- c) Andar durante dias com equipamento pesado nas costas.

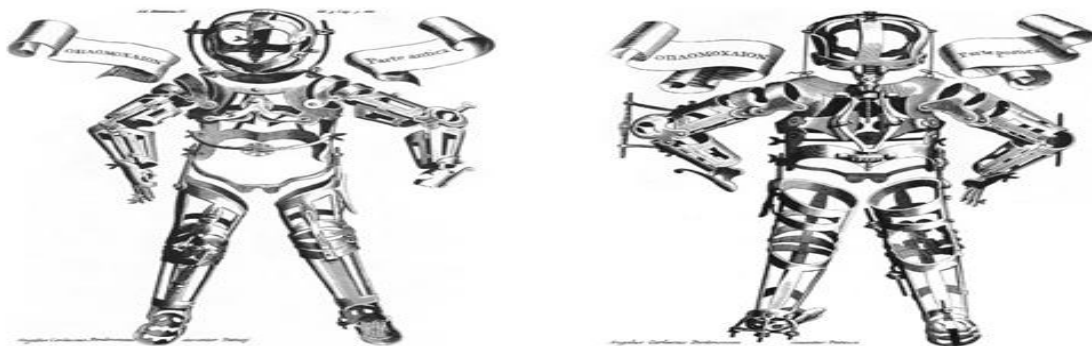


Figura 2.18 – Órtese de HieronymusFabricius (Fess, 2002).

O desenvolvimento de exoesqueletos iniciou-se nos Estados Unidos da década de 60, quando o Departamento de Defesa sentiu necessidade de desenvolver armaduras para o aumento da força do ser humano (FANELLI, 2001).

Porém, em 1962, as dificuldades tecnológicas mostraram-se limitadas com os servos mecânicos, sensores e outras estruturas mecânicas que não atendiam às necessidades do projeto. Em 1964, fez-se nova tentativa: a utilização de atuadores hidráulicos que também apresentou deficiência. Dentro do avanço considerável, aparece o esforço da

General Electric Co., ao lado de pesquisadores da Universidade de Cornell que trabalharam no projeto Hardiman de 1966 à 1971 (FANELLI, 2001), onde outros dois exoesqueletos, um interno que capturava os movimentos do usuário, e outro externo que reproduzia o comportamento do primeiro foram projetados. Esse projeto alcançou seus objetivos, dando dados e especificações necessárias para as empresas produzirem-no para o mercado. As principais empresas no ramo são a ReWalk e a Sakakibara-Kikai.

Outra área que se interessou pelo assunto foi a de reabilitação e compensação funcional através das órteses e próteses tanto passivas como ativas. Em 1969, no Instituto Mihailo Pupin (Sérvia), foi construído o primeiro exoesqueleto ativo, operado por acionamento pneumático, para auxiliar a marcha de pessoas com deficiências. Em 1974, os atuadores eletromecânicos deram início à implementação de motores elétricos em um exoesqueleto ativo, convertendo-o no predecessor dos robôs humanoides atuais (VUKOBRATOVIC, 2007).

A primeira característica a ser considerada nos exoesqueletos são as forças de atuação sobre o membro inferior provenientes do dispositivo. Elas podem ser classificadas como o sistema de controle de pressão de três pontos e como o sistema de controle à força de reação do solo de quatro pontos. Há necessidade desse tipo de controle para se garantir um verdadeiro movimento na junta. (ALEXANDER e XING, 2009).

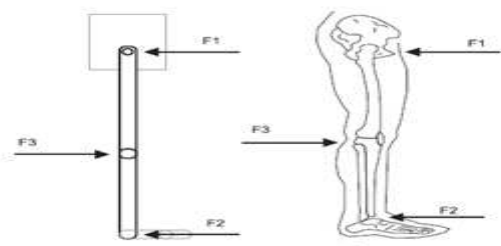


Figura 2.19 - Sistema de controle de três pontos (LEWIS, PATRNCHACK, et al., 1982).

Uma novidade entre o sistema de controle de três pontos e o sistema de controle de quatro pontos é que a pressão da apresentação da força central é dividida em duas forças ( $F_4$  e  $F_5$ ) em seus extremos e, por causa desse arranjo, a pressão não se aplica de forma direta à junta anatômica e sim em uma barra da órtese na proximidade da articulação podendo, no sistema de 3 pontos, restringir os movimentos (LEWIS, PATRNCHACK, et al., 1982).

## **Capítulo 3 – Prototipagem Rápida**

### **3.1 Estudo de Materiais para PR**

As misturas ou blendas poliméricas, estudadas há muito tempo, são o foco de pesquisas em diferentes áreas. A mistura de polipropileno e poliestireno é uma das mais estudadas principalmente pelo baixo custo e relevância tecnológica destes materiais

Alunos da Pós-Graduação em Ciência dos Materiais ( Universidade federal do Rio Grande do Sul) da disciplina Processamento de Polímeros, realizaram um estudo sobre todo o processamento dos polímeros (polipropileno e poliestireno).

O resultado das misturas poliméricas foram satisfatórios. Então, cada aluno ficou responsável por realizar um tipo de caracterização que incluía uma preparação, uma análise sobre as discussões dos resultados do referido estudo. Subsequentemente, confrontados os resultados das aulas, as correlações existentes foram buscadas. E, por fim, eles fizeram um artigo para a revista, citada abaixo, incluindo sugestões e críticas. Como esperado, a mistura de polipropileno e poliestireno forma uma blenda imiscível. Além disso, o processamento afetou características dos polímeros, induzindo à redução de massa molecular e redução de suas propriedades físicas. Na mistura PP/PS a separação de fase produziu domínios da ordem de micra, com fraca adesão à matriz . (Oliveira, Ricardo V. B. – Polímeros - Artigo: REVISTA ENGENHARIA).

A Prototipagem Rápida tem uma importante participação no projeto de produto, ora como forma eficaz de comunicação entre a equipe de projeto e auxílio no processo de decisão; ora na antecipação de testes que indicam erros cometidos no projeto ainda nas fases iniciais de quatorze desenvolvimentos. Desta maneira, a utilização da Prototipagem Rápida diminui o tempo de desenvolvimento do produto, além de favorecer a antecipação da visualização de falhas, reduzindo ou eliminando retrabalhos do projeto. “O ganho de tempo é empregado tanto para otimização do produto, como para a redução do tempo de lançamento” (NETO et al.2012).

A integração e a rapidez entre as várias fases do desenvolvimento de produtos são, sem dúvida, elementos-chave na competitividade entre as empresas. Assim, a passagem rápida do conceito do produto à produção é um incremento de competitividade que a prototipagem por meio de sistema CAD/CAM (*computeraided design/computeraidedmanufacture*), oferece às empresas como meio determinante para o sucesso do desenvolvimento de novos produtos (FERREIRA, *et al.*, 2011).

Segundo Pizzolito (2004) apud Rosenau (1996), a pesquisa realizada entre membros do PDMA (*ProductDevelopmentand Management Association*) tinha como objetivo determinar o grau de importância do uso de técnicas e ferramentas utilizadas nos projetos de desenvolvimento de produto, e esta apontou a Prototipagem Rápida como a ferramenta mais importante no processo de desenvolvimento de produto, quando comparada à Engenharia Simultânea. No entanto, a utilização dessa ferramenta ainda é baixa, se compararmos às ferramentas e tecnologias de CAD/CAM/CAE, isso que pode ser explicado, pois esta tecnologia é nova no mercado e ainda pouco divulgada nas empresas.

Uma vez estabelecido o design do produto, que engloba aplicações, usuários, processos e especificações, o projeto torna-se necessário, onde tal conceito será desenvolvido até encontrar-se pronto para a produção. Essa sequência estabelece o desenvolvimento de um produto e esse desenvolvimento só terá seus riscos minimizados a partir de que todos os elementos que o compõem sejam examinados por todos aqueles que fazem parte do processo de desenvolvimento (FERREIRA, *et al.*, 2011).

A prototipagem auxília o processo de desenvolvimento, diminui o tempo de projeto e tornou-o mais barato. Agora é possível fabricar produtos sofisticados como computadores, telefones celulares, brinquedos, roupas, livros e até casas em qualquer formato que se queira com alto nível de personalização. A barreira da produção em massa caiu, e hoje todo mundo pode criar quase qualquer coisa utilizando componentes manufaturados, seja por intermédio de algum serviço específico ou pelo uso de equipamentos de fabricação doméstica disponíveis a preços acessíveis. Às vezes, as duas coisas se combinam.

Antes enormes barreiras eram ultrapassadas para iniciar a criação de produtos novos, hoje o único obstáculo real é o tempo de trabalho que se está disposto a investir na

criação de um projeto personalizado. Os custos na manufatura ainda são significativos e não muito acessíveis.

O processo que envolve a construção de um protótipo rápido pode ser, segundo WOZNY (1997), o sistema de PR que envolve algumas fases de operação e engloba o projeto elaborado em um CAD 3D. A pré-operação (preparação de dados geométricos, realizada anteriormente ao processamento na máquina SFF – *SolidFreeformFabrication*) o processamento propriamente dito SFF e a pós-operação, ilustrados na Figura 3.1

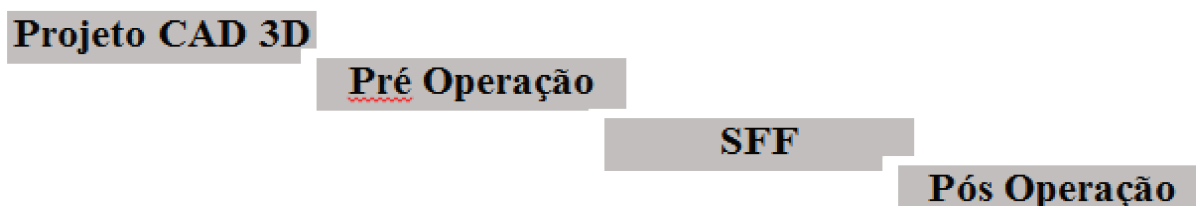


Figura. 3.1 - Preparação de dados geométricos, realizada anteriormente ao processamento na máquina SFF - Solid Reform. Fabrication.

### **3.2 Contribuições ao estudo da prototipagem rápida, digitalização tridimensional e seleção de materiais no design de implantes personalizados.**

O crescente aumento na expectativa de vida da população vem exigindo melhorias e atualizações de diversas áreas da ciência. Em decorrência disso, verifica-se que as fronteiras entre as diferentes áreas do conhecimento estão cada vez mais tênues, permitindo a sinergia entre as áreas e ações cooperativas, proporcionando melhorias significativas na resposta dada à sociedade em geral. Tal fenômeno ocorre na área relacionada a implantes ortopédicos, onde equipes de médicos, programadores, designers e engenheiros vêm desenvolvendo conjuntamente técnicas auxiliares de planejamento e execução cirúrgica, seleção de materiais adequados para utilização como implantes, softwares de visualização gráfica médica, design e fabricação de implantes personalizados,

bem como a otimização dos mesmos. Tais medidas, realizadas por grupos interdisciplinares, representam grande avanço para a ciência e para a qualidade de vida da população. Neste sentido, o objetivo geral do presente trabalho foi o estudo das metodologias atualmente utilizadas para a obtenção de implantes personalizados para a reconstrução de defeitos craniofaciais. Buscou-se utilizar ferramentas da engenharia, design e computação gráfica para fornecer soluções para tais situações da área médica. Foram utilizadas técnicas de prototipagem rápida, sistema CAD/CAE/CAM, seleção de materiais, digitalização tridimensional a laser e softwares de visualização tridimensional de imagens médicas para o design e fabricação de implantes adaptáveis às necessidades individuais de cada paciente. Este trabalho estudou como os sistemas CAD/CAE/CAM e especialmente a prototipagem rápida, técnicas tradicionalmente utilizadas para aplicações industriais, podem contribuir para o aprimoramento de implantes ortopédicos. Foram estudados casos de diferentes pacientes com necessidade de reconstrução óssea facial decorrente de fraturas ou tumores. Seguindo o método tradicional de fabricação de implantes personalizados, modelos do crânio dos pacientes foram produzidos por prototipagem rápida e permitiram que os implantes fossem manualmente moldados para se adaptarem à estrutura anatômica do paciente em questão. Verificou-se a possibilidade de fabricação de implantes com alta complexidade geométrica, ocasionando melhora no posicionamento dos mesmos quando implantados, bem como redução no tempo de cirurgia. O método virtual de fabricação de implantes personalizados, estado da arte na área, foi utilizado para o design e fabricação de uma prótese de mandíbula. Tal método dispensou a utilização de modelos físicos do crânio do paciente, permitindo que a prótese fosse projetada em ambiente virtual e diretamente produzida no material adequado para ser implantado. As técnicas estudadas para a fabricação de implantes foram usinagem CNC seguida de moldagem, e sinterização seletiva a laser da liga Ti- 6Al-4V. Ambas as técnicas obtiveram resultados positivos, sendo que a usinagem CNC possui a vantagem de ser uma técnica largamente difundida no mercado. Os modelos produzidos por sinterização seletiva a laser apresentaram propriedades físicas adequadas para a aplicação (como densidade de 97%, por exemplo), além de possuírem vantagens intrínsecas à técnica, como a possibilidade de fabricação de modelos de grande complexidade geométrica, baixo peso (por possuírem vazios em seu interior), além de permitirem a fabricação de modelos otimizados, simulados previamente em ambiente

virtual. Contribuição ao estudo da prototipagem rápida, digitalização tridimensional e seleção de materiais no design de implantes personalizados, ), ilustrado na figura 3.2.( Bertol, Liciane Sabadin.et al .2008)

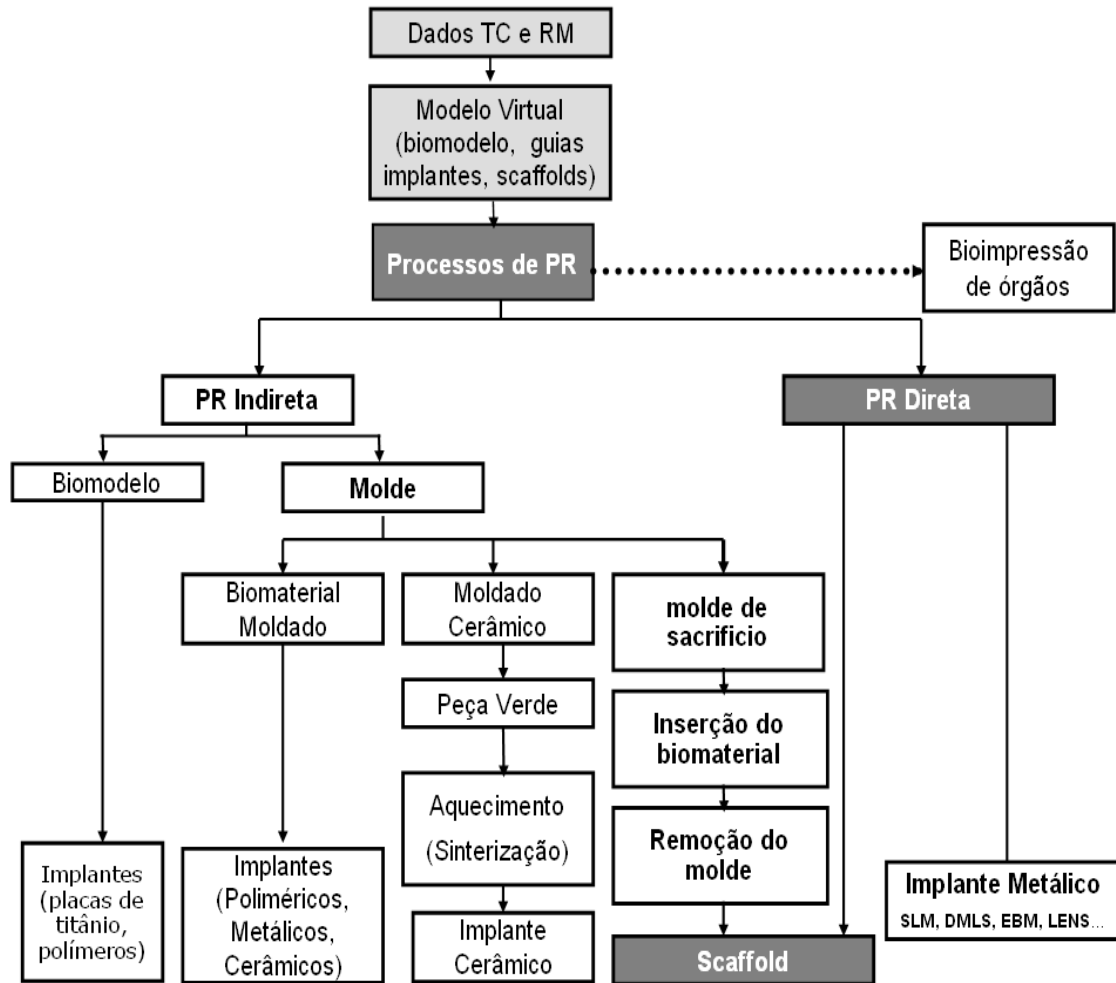


Figura 3.2: Diagrama das aplicações da PR na área da saúde.

### 3.3 - Prototipagem Rápida - Concepção.

Os mais entusiastas das tecnologias de PR acreditam que, no futuro, os equipamentos serão caseiros e será possível utilizá-los como uma impressora de papel comum a todos os *desktops* ao redor do mundo. Porém, existe ainda uma distância considerável a ser vencida quanto aos preços dos equipamentos e quanto ao

desenvolvimento de outras tecnologias que vêm se mostrando eficientes na construção de protótipos e que não usam o conceito básico de adição de materiais em camadas. (MALONE and LIPSON, *et al.* 2007).

São etapas da prototipagem rápida:

**Etapas do Processo Virtual:** : Etapa na qual são preparados modelos tridimensionais em CAD - utilizando tecnologias avançadas computacionais. O modelo é gerado começando a gravação em formato STL, software que ficará encarregado de fazer o tratamento das formas e de transferir as principais características de que o processo necessita para a máquina. A partir do modelo, será construído um determinado equipamento em PR.

**Etapas do Processo Físico:** Etapa que é iniciada após a transmissão de dados e informação no formato STL para a máquina específica. No processo de PR, a confecção de um modelo é elaborada por um processo aditivo, diferenciado de outros processos com máquinas convencionais cujos processos são subtrativos.

A parte essencial do ciclo de desenvolvimento é o protótipo de produto, em que se analisa a forma, a funcionalidade, a montagem, a resistência dos materiais e a modelagem do projeto para que não se tenha desperdício nos investimentos em ferramentas.

Todo processo e ação em que haja necessidade de se obter a cópia de um produto qualquer, para futuros processos de fabricação, é definido processo de PR. Nos protótipos obtidos por PR são feitas análises preliminares, testes e outros estudos importantíssimos para evitar não conformidade nos projetos e processos. O protótipo pode ser criado por muitos meios: um simples arranjo de peças sem muita fidelidade, uma escultura, arte e no caso em estudo neste trabalho, processo de geração de uma peça em três dimensões que seja a réplica com o máximo de características fiéis ao produto final.

A foto escultura surgiu no século XIX na tentativa de criar réplicas tridimensionais exatas de objetos, inclusive de formas humanas (Bogart 1979). Uma realização razoavelmente bem sucedida desta tecnologia foi projetada por Frenchman François Willème em 1860. Em seu método, uma pessoa ou o objeto são colocados em um cômodo circular e fotografados simultaneamente por vinte quatro câmeras colocadas distante



acompanhando a circunferência do cômodo. A silhueta de cada fotografia é usada então por um artesão no estúdio de Willème para esculpir 1/24 da porção cilíndrica da figura.

### **3.4 Software de imagem 2D através de Tomografia Computadorizada**

*InVesalius* é um software público para área de saúde que visa auxiliar o diagnóstico e o planejamento cirúrgico. A partir de imagens em duas dimensões (2D) obtidas através de equipamentos de tomografia computadorizada ou ressonância magnética, o programa permite criar modelos virtuais em três dimensões (3D) correspondentes às estruturas anatômicas dos pacientes em acompanhamento médico. O software tem demonstrado grande versatilidade e vem contribuindo com diversas áreas dentre as quais medicina, odontologia, veterinária, arqueologia e engenharia, como mostra a Figura 3.3. O programa foi desenvolvido pelo antigo CenPRA atual CTI (Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer), unidade do Ministério da Ciência e Tecnologia (MCT), através das linguagens de programação Python e C++. Atualmente opera em GNU Linux (Ubuntu, Fedora e *Open Suse* já foram testados) e Windows (XP e Vista), sendo que é licenciado pela CC-GNU GPL (Licença Pública Geral) versão 2 (em português). [http://www.softwarepublico.gov.br/ver-comunidade?community\\_id=626732](http://www.softwarepublico.gov.br/ver-comunidade?community_id=626732) Acesso em: 10/04/14.).

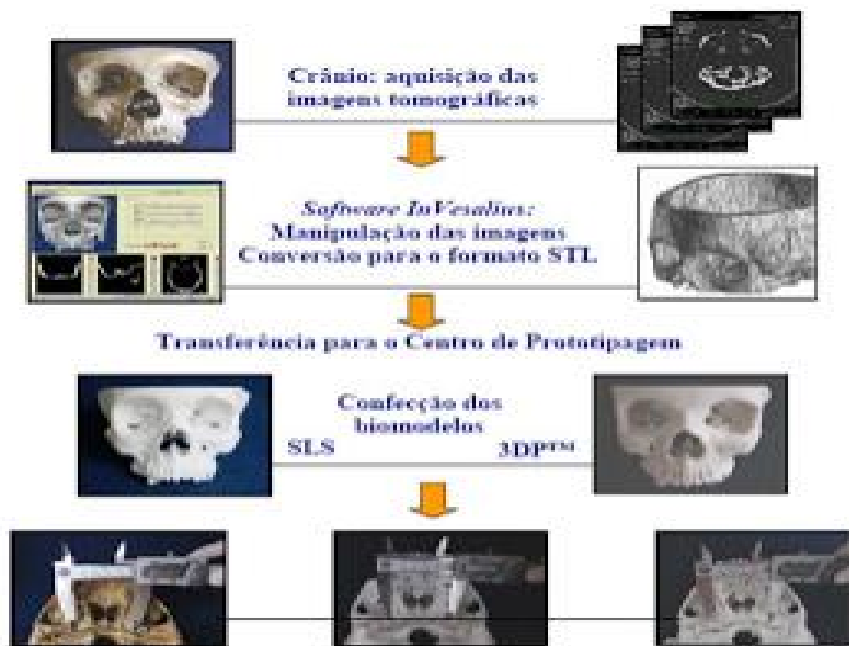


Figura – 3.3 Resultados da Interface Tomografia Computadorizada até a resina líquida.

### 3.5 Etapas da Prototipagem

- 1) Modelagem tridimensional da peça;
- 2) Geração da geometria 3D no padrão STL;
- 3) Verificação da integridade do arquivo de dados;
- 4) Fatiamento do modelo;
- 5) Fabricação por camada;
- 6) Pós-processamento da peça.

### 3.6 Classificações dos Processos de PR

Materiais Líquidos Foto curáveis:

Laser UV ou Laser de Estado Sólido (Processo SLA); Luz Visível (DPS); Máscara Negativa (SGC); Mix de Processos - Jato de líquido e cura por UV (Objeto 3D).

Materiais em Pó - metal, poliamida, policarbonato, cera e outros:

Sinterização (SLS, DMLS); Fusão (LENS) e Aglutinação com cola líquida (3D *Printer*)

Materiais Sólidos - Plásticos e folhas:

Extrusão por temperatura em bicos de diâmetros calibrados (FDM, MJM); Folhas de material depositadas e cortadas por faca ou laser (*LOM, StratoConception, PLT*)

MLS Flex é um material elastômetro, termoplástico com flexibilidade e funcionalidade similares às da borracha. Esse material possui excelente resistência a rasgos, além de oferecer simples processamento.

DuraForm EX - O SLS EX é um material que possui uma excelente resistência a impactos, mantendo sua dureza, além de ser de fácil processamento, dando origem a uma peça consistente.



Figura 3.4: Peças confeccionadas no processo PR (SLS)

Os elementos em pó não sinterizados (fundidos) pelo laser são removidos quando a peça estiver finalizada.

Os diferentes materiais utilizados no processo SLS são extremamente significativos por causa de sua aplicação no protótipo em questão, quando comparado a outros processos. Os materiais utilizados em processos SLS são: nylon, cera, poliamida, elastômero, cerâmica e metal com polímero aglutinante para aplicações em ferramental leve ), ilustrado nas figuras 3.4 e 3.5.

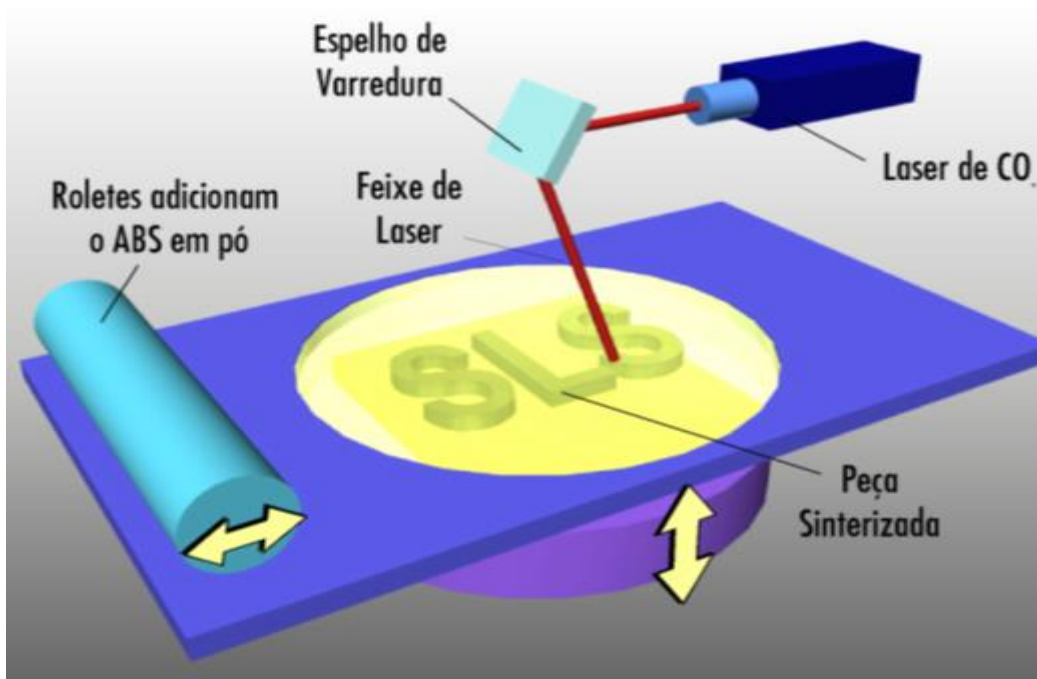


Figura: 3.5 - Sinterização Seletiva a Laser (SLS)

O processo de Estereolitografia – SLA é uma tecnologia mais moderna utilizada na produção de protótipos em PR, através do qual se conseguem peças tridimensionais a partir de extensões CAD. Esses modelos produzidos com tecnologia SLA proporcionam maior entendimento do arquivo projetado em CAD, servindo como protótipos para criação do produto final e identificando erros de projeto e funcionalidade do produto.

### 3.6.1 - Estereolitografia - Laser de Estado Sólido (Processo SLA)

A espessura de cada camada construída pela máquina é de no mínimo 0,02 mm no máximo 0,10 mm. A velocidade de deposição é de aproximadamente 5mm/s na construção dos protótipos.

O sistema SLA de PR permite a modelagem de peças e produtos com detalhes finos. Estes produtos vão desde o ramo de joias e conectores eletrônicos até equipamentos de tamanho reduzido, tais como aparelhos auditivos. O laser utilizado pela máquina tem uma vida útil satisfatória, de aproximadamente 7500 horas e o *software* do equipamento (*Buildstation*™) é de fácil utilização. Na figura 3.6 é mostrado alguns e modelos de peças manufaturados em Estereolitografia - Laser de Estado Sólido (Processo SLA).



Figura - 3.6: Peças confeccionadas no processo PR (SLA)

### 3.6.2 Modelagem por Deposição de Material Fundido (FDM)

Neste processo, uma fina camada de pó termo fundível é depositada sobre uma superfície com a ajuda de um rolo. Um feixe de laser de CO<sub>2</sub> sinteriza os locais

selecionados causando a aderência do pó nas áreas a serem formadas pela peça. Deposições sucessivas de camadas são feitas até que a peça esteja completa. Conforme figura 3.7.

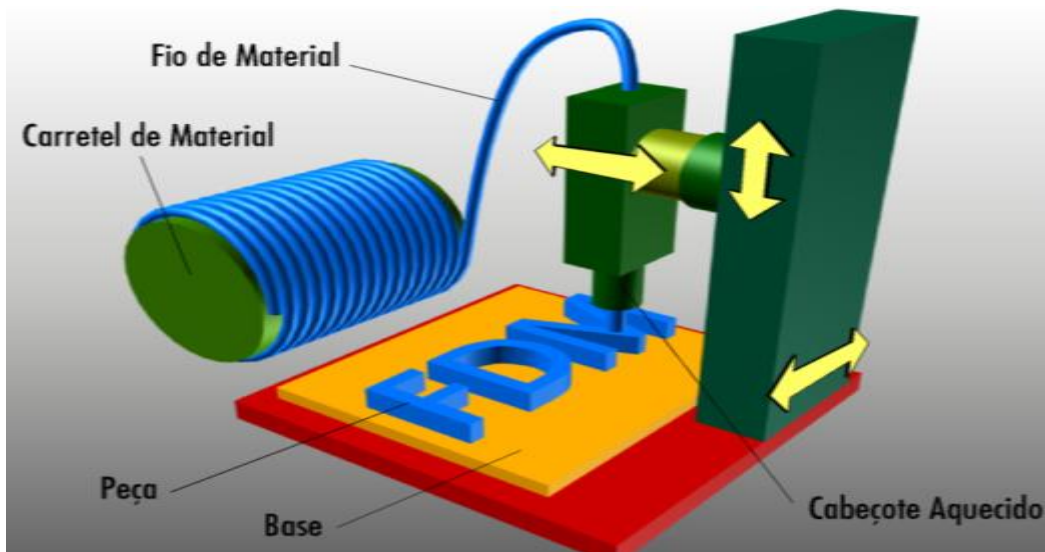


Figura 3.7- Modelagem por Deposição de Material Fundido (FDM)

### 3.7 - Prototipagem Rápida para Biomateriais

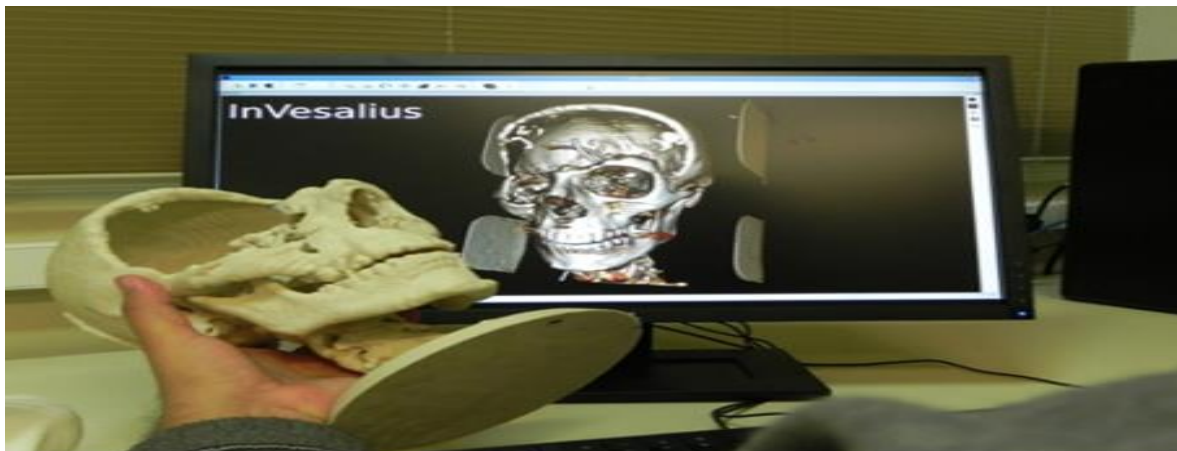


Figura 3.8 - Reconstituição de crânio acidentado por PR de pó à base de gesso e binder

### 3.7.1 Programa do CTI PROMED

Iniciado em 2001, o programa Tecnologias Tridimensionais na Medicina oferece uma aplicação pioneira dessa tecnologia na área médica no Brasil, fazendo uso da computação gráfica e da prototipagem rápida para o planejamento de cirurgias complexas de ortopedia, reconstrução bucomaxilo facial e cranial. Para que seja possível a impressão tridimensional física de réplicas de estruturas anatômicas, o ProMed utiliza o *software* livre *InVesalius*. Este processo é melhor ilustrado nas figuras 3.8 e 3.9.

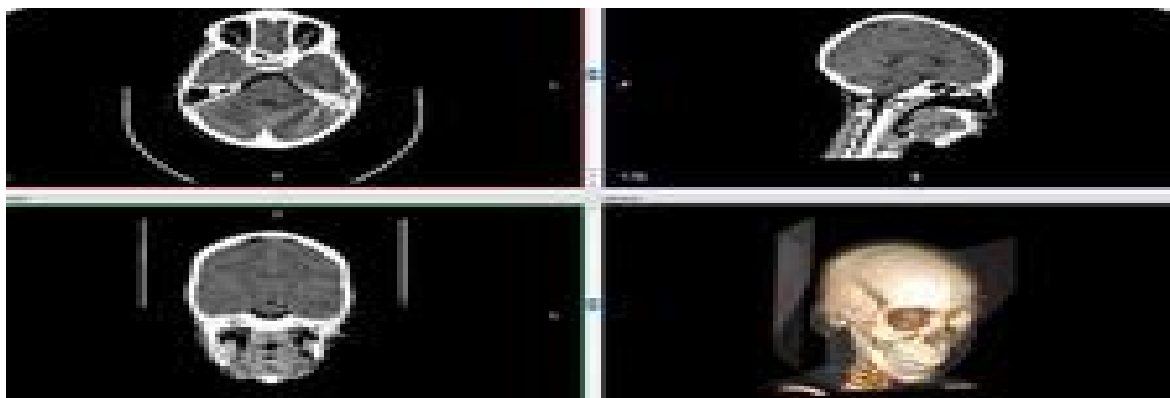


Figura 3.9 -InVesalius software para reconstituição para tomografia computadorizada e magnética. Fonte: CTI Renato Archer.

O software *InVesalius*, originalmente desenvolvido pelo CTI, permite que o usuário efetue a reconstrução 3D a partir de um conjunto de imagens originadas por exames de tomografia e/ou ressonância magnética, disponíveis no padrão internacional DICOM. O Comitê DICOM. Padrões cria e mantém padrões internacionais para a comunicação de informação biomédica, de diagnóstico e terapêutica nas disciplinas médicas que usam imagens digitais e dados associados. Os modelos 3D virtuais gerados pelo programa, então, podem ser impressos em protótipos reais, chamados biomodelos. . (<http://www.cti.gov.brem>: Acesso em: 17/02/2014)



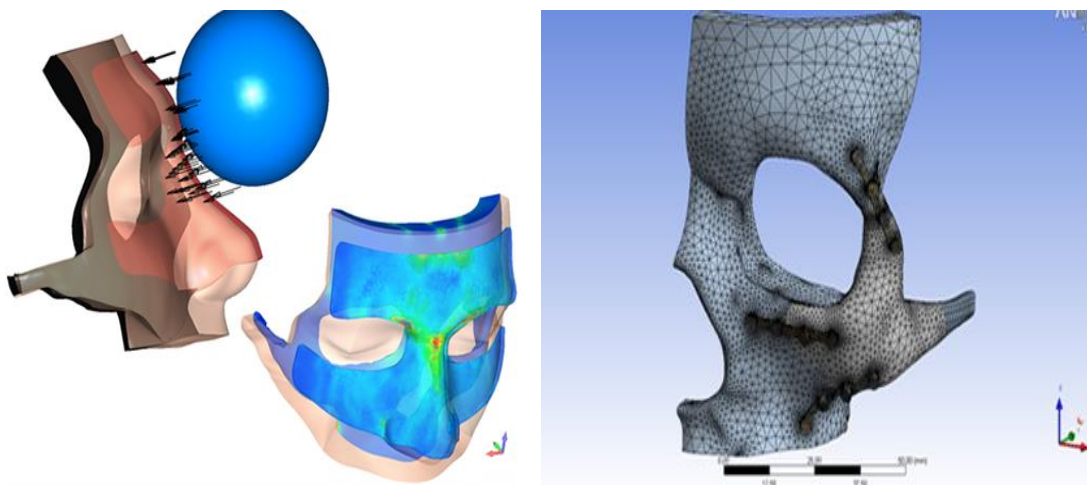


Figura 3.10– Reconstituição facial – Elementos Finitos – ANSA

Tecnologias de Prototipagem Rápida disponíveis:

- SLS – *Selective Laser Sintering*, modelo HiQ e acessórios;
- 3DP – Impressão Tridimensional e acessórios;
- FDM – Moldagem de Deposição de Fundidos com materiais em plástico ABS em sete cores e acessórios;
- Resina Fotopolimerizável;
- Plataforma para deposição/extrusão;
- SRP – Subtrativa Prototipagem Rápida e Engenharia Reversa, modelo MDX Roland;
- Forno Lindberg para sinterização metálica e Forno Fischer;
- Scanner para engenharia reversa 3D portátil da Creaform;

Plataforma computacional baseada em estações de trabalho (SUN) / DELL/ SGI, com vários aplicativos específicos como:

\_ *InVesalius* (desenvolvimento interno pelo CTI); *Analyze* (Mayo Foundation); *SolidWorks* (DassaultSystèmes); *Inventor*, *Rhinoceros* e *3D StudioMax* (Autodesk); *Neinastran* e módulo *Femap*; *Ansys Workbench* *Magics RP* *ModeFrontier* (ESSS). Este processo é melhor ilustrado nas figuras 3.10 e 3.11 .



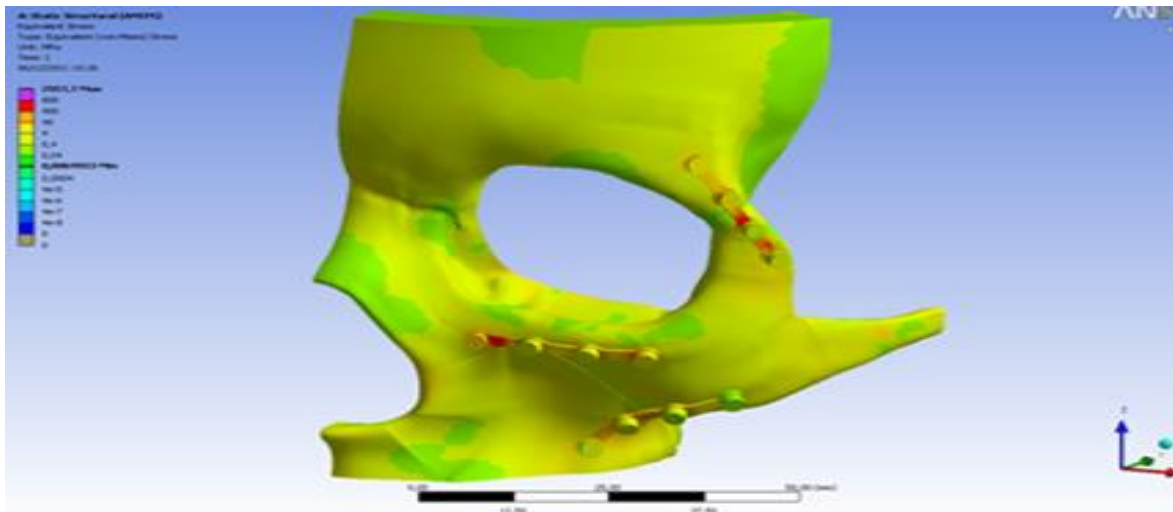


Figura 3.11 - Reconstituição facial – Elementos Finitos - ANSA – Reforço de Titânio

### 3.8 - Representação virtual de linha de biofabricação de órgãos.

Abaixo a representação virtual de uma linha completa de biofabricação de órgãos, incluindo ordenador de células, máquina de biofabricação robótica de esferoides de tecidos, encapsulador de esferoides de tecidos, bioimpressora robótica e biorreator de perfusão. Nessa linha, são obrigatórios equipamentos de higienização para que os produtos fabricados não sejam infectados, ocasionando problemas futuros para o paciente ao receber o órgão.

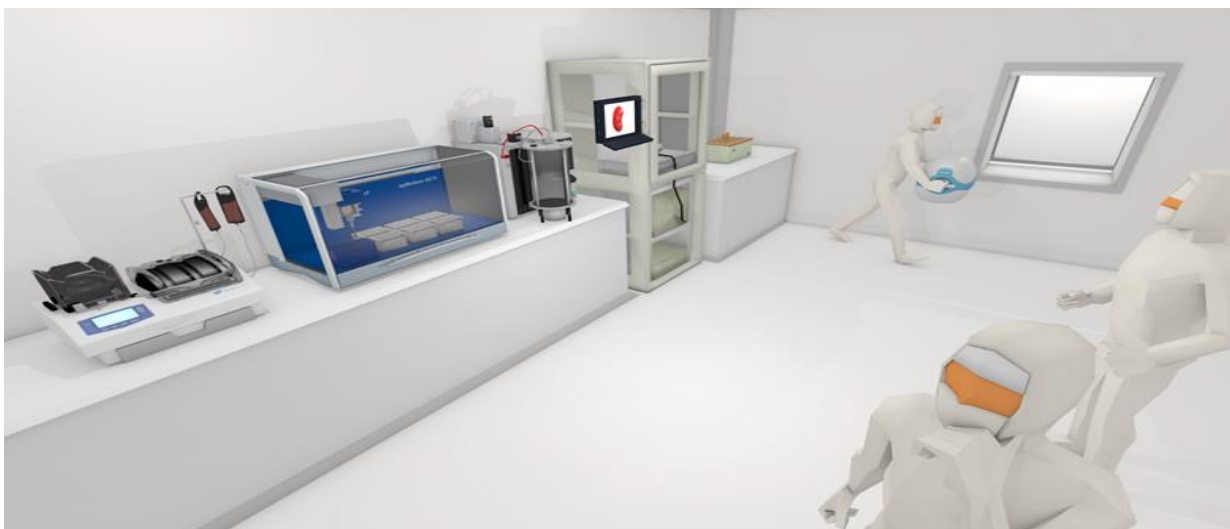


Figura 3.12 - Linha de biofabricação de órgãos.

Na figura 3.12 é apresentada a Divisão de Tecnologias Tridimensionais (DT3D), desde 1997, ela tem se dedicado à pesquisa, desenvolvimento e aplicações destas tecnologias em diversas áreas do conhecimento, apoiando a indústria, a área médica e projetos de pesquisa internos e em parceria com várias universidades. Os resultados são expressivos nestas três grandes áreas: foram realizados mais de 5.000 serviços tecnológicos de prototipagem e manufatura rápida para indústria, em especial para micro, pequenas e médias empresas, além de uma difusão tecnológica permanente, por meio de congressos e palestras específicas; mais de 2.300 casos de planejamento cirúrgico em parceria com mais de uma centena de hospitais referência no País e alguns no exterior; e contribuído com dezenas de experimentos de diversas universidades brasileiras. Para atingir estes números, a DT3D centra seus esforços em três grandes programas. Como parte da busca da excelência na gestão da DT3D/CTI, destaca-se a sua certificação em 2011 do Sistema de Gestão da Qualidade NBR ISO9001:2008. (<http://www.cti.gov.br>: 14/02/2014)

Por fim, é possível afirmar que ambas as tecnologias apresentaram grande semelhanças no que tange à qualidade das peças e à flexibilidade do processo, apresentando diferenças significativas basicamente no custo e tempo de fabricação dos protótipos. O tempo se torna fator primordial na escolha da tecnologia de prototipagem quando este é fator estratégico dentro do contexto do projeto. Quanto ao custo essa relação

também é válida. Fonte: [http://www.softwarepublico.gov.br/ver-comunidade?community\\_id=626732](http://www.softwarepublico.gov.br/ver-comunidade?community_id=626732)Acesso em: 10/04/14.).

O Centro de Pesquisas Renato Archer – CTI mantém dois programas de pesquisa e serviços tecnológicos utilizando Prototipagem Rápida: o ProIND na Indústria e o ProMED na Medicina. O ProIND apoia o desenvolvimento de projetos das micro, pequenas e médias empresas com a finalidade de difundir as tecnologias de Prototipagem Rápida no Brasil. Em 2006, o CTI trabalhou em um projeto junto a Agência Espacial Brasileira – AEB e a Agência Espacial Russa – ROSCOMOS para o desenvolvimento de uma cápsula que seria utilizada na Missão Centenário a bordo da *International Space Station* - ISS, tripulada pelo astronauta brasileiro Marcos Pontes. A cápsula tinha uma geometria complexa composta de câmeras isoladas e que precisava ser aprovada em testes severos e submetidos a experimentos realizados em terra antes de serem enviados à ISS através do foguete e módulo espacial russo Soyus.

Esses testes foram realizados no Brasil pela Agência Espacial Brasileira - AEB, pelo Instituto de Pesquisas Espaciais - INPE e, posteriormente, na Rússia. Com esse experimento, o CTI está abrindo novas linhas de pesquisas tais como diminuição de peso e funcionalidade da superfície, para conferir propriedades extras, caso as peças em poliamida sejam utilizadas por longo tempo no espaço. O CTI utiliza a tecnologia de Sinterização a Laser Seletivo – SLS da 3D Systems desde 1998 com a aquisição de seu primeiro equipamento.

O projeto inicial da cápsula previa sua fabricação em metal, mas isto se provou inviável tendo em vista que ela ultrapassaria o peso limite de 3 Kg e exigiria soldas e conexões que poderiam se romper devido às vibrações mecânicas que sofreria durante o lançamento. Utilizando a tecnologia de Sinterização a Laser Seletivo – SLS, produz-se a cápsula em poliamida, que além de ser um material muito mais leve do que o metal, proporcionou flexibilidade nas formas geométricas, um número mínimo de conexões, boa resistência mecânica e estabilidade química. Outro fator importante do projeto foi a restrição de tempo para o desenvolvimento do experimento, pois o cronograma para entrega da cápsula foi extremamente apertado o que novamente inviabilizaria o seu cumprimento, caso fossem usadas as tecnologias tradicionais de fabricação. "A Robotec tem sido um parceiro importante do CTI(Anexo A) com pontualidade e presteza na manutenção, bem

como no fornecimento de matéria prima para SLS.”– Divisão para Desenvolvimento de Produtos (CENPRA) <http://www.robtec.com> Acesso em: 12/01/14.).

### **3.9 Desenvolvimento de pó à base de gesso e binder para prototipagem rápida**

Foram desenvolvidas formulações de pó à base de gesso e binder para aplicação em equipamento de prototipagem do tipo *3D Print*. Na técnica de impressão tridimensional, impressoras denominadas de *3D Print* possuem cabeçotes de impressão como as impressoras comerciais a jato de tinta. Esses cabeçotes depositam um binder sobre camadas sucessivas de pó e, em cada fatia, o binder reage com o pó, que consolida o formato bidimensional da seção, que somada às fatias subsequentes, formam um modelo tridimensional. Embora este modelo de impressora tridimensional esteja se popularizando pelo baixo custo, ainda tem em seus insumos, o pó e o binder, o maior empecilho à popularização devido ao custo elevado. Este processo é ilustrado na figura 3.14.

Nesse projeto foram desenvolvidas formulações de pós obtidos pela moagem do gesso em meio alcoólico com ligantes e aditivos, seguido de aglomeração das finas partículas de gesso e formulações de binder baseadas na reação com o gesso. Foram avaliadas as condições do pó aglomerado para a uniformidade da deposição das camadas e os requisitos mínimos do binder para a operação do cabeçote de impressão.

Corpos de prova no formato de barras foram produzidos em equipamento comercial e analisados com relação à resistência à flexão, densidade e metrologia. Foram obtidos corpos a partir de pó com adição de 5 vol.% de PVB e binder com 90 vol.% de água destilada e resistência de 290 kΩ, que apresentaram resistência média à flexão de 0,33 MPa, resistência suficiente para o manuseio inicial dos prototipados, com manufatura simplificada e a um custo muito econômico. Desenvolvimento de pó à base de gesso e binder para prototipagem rápida. InVesalius, desenvolvido no CTI <http://www.cti.gov.br> (acesso em 31/08/2013).

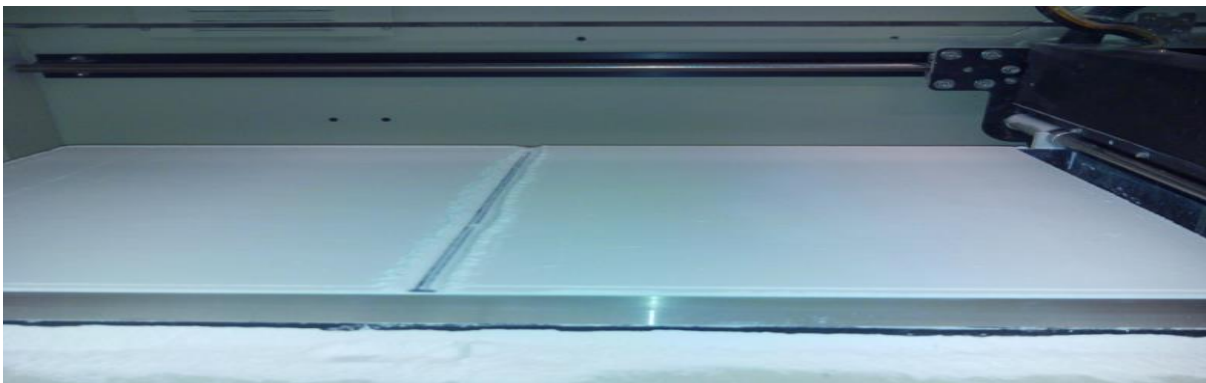


Figura 3.14 – Equipamento de PR de pó à base de gesso e binder

### **3.10- Ferramentas para Modelagem CAD – 3D**

Aborda-se aqui a importância dos recursos CAD, principalmente os que possuem interface com modelo 3D, que junto à máquina, confecciona o protótipo através dos recursos de PR (SLS, SLA e FDM).

Buscou-se esgotar todos e quaisquer recursos virtuais antes de partir para os processos de produção de PR.

Os recursos de prototipagem diminuem o custo de processos, a validação e a aprovação dos produtos futuros, mas fazer todos os ensaios virtuais, diminui ainda mais o custo de processo. A grande vantagem de um protótipo em PR é que o cliente pode interagir, tocar e visualizar o produto desejado de forma real. Esse cliente, mesmo sendo leigo na área de projeto, pode dar opiniões e fazer observações sobre o produto por ele desejado.

### 3.10.1 Tratamento de imagem para CAD, como análises, simulações e modelagem.

Protótipo modelado no *SolidWorks* antes da Prototipagem para garantia das medidas, geometria, análises de resistência dos materiais e escolha do material ideal, de menor custo e que atenda a expectativas do projeto, mesmo antes da PR. Conforme figura 3.15.

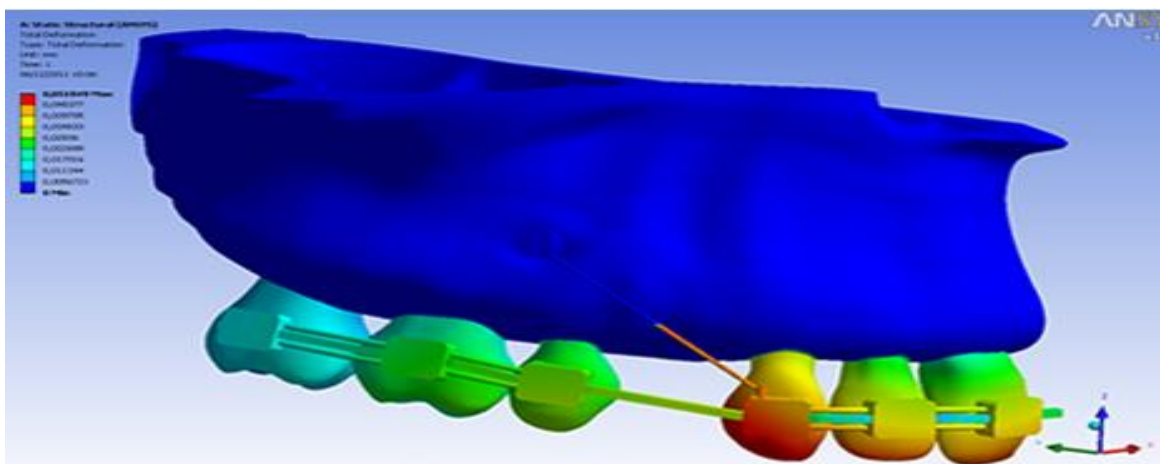


Figura 3.15 – Tratamento de imagem para CAD, como análises, simulações e modelagem.

Abaixo, imagens retiradas da área médica. São protótipos (modelos) exclusivos para cada paciente e são dimensionados através das estruturas anatômicas originais.

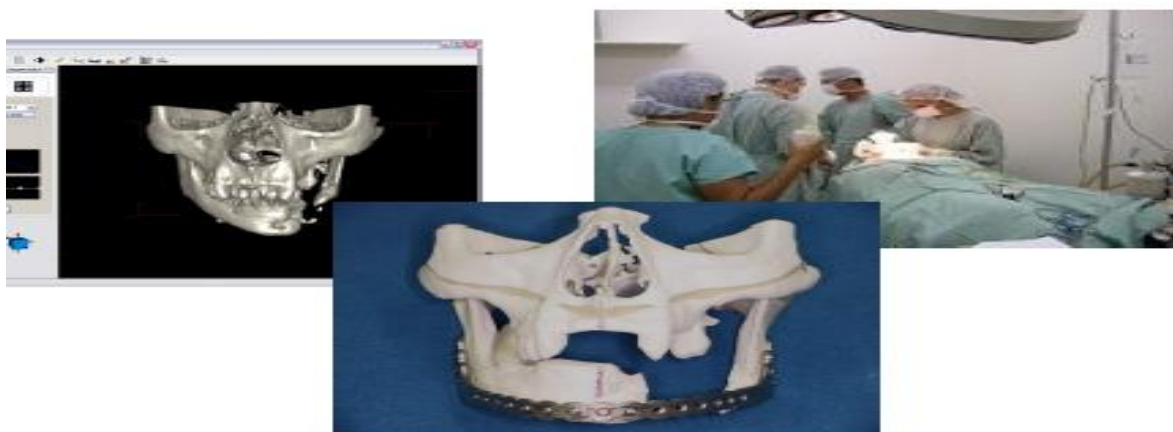


Figura 3.16 - Reconstituição facial com auxílio de prótese de titânio

Para auxiliar a área médica na construção de próteses através da prototipagem rápida, o *software InVesalius* é empregado em diversos trabalhos, dentre os quais: ensino, análises forenses, auxílio a diagnóstico e melhoria da rede radiológica hospitalar. O *software InVesalius*, como *software* público, permite acesso à tecnologia, independente de equipamentos especiais. Processamento de imagem anatômica/BIOCAD (*Blueprint*). A bioimpressão de um órgão humano começa pelo projeto (*blueprint*) do órgão que se pretende fabricar. O *blueprint* é originado da associação de *software* de projetos de *design* com aqueles destinados ao tratamento de imagens, como o *InVesalius*, desenvolvido no CTI e melhor ilustrado na figura 3.17 e 3.18.

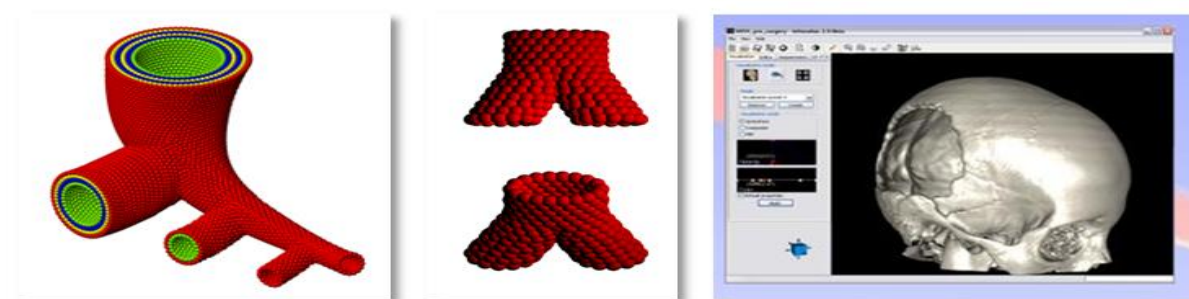


Figura 3.17 - Sistema InVesalius, desenvolvido no CTI

### 3.10.2 Programa do CTI - Biorreator para maturação

Após a bioimpressão do órgão, faz-se necessário um biorreator para a maturação do órgão, de maneira a torná-lo apto ao implante. Análises computacionais têm sido realizadas com o objetivo de dimensionar e otimizar o biorreator adequado

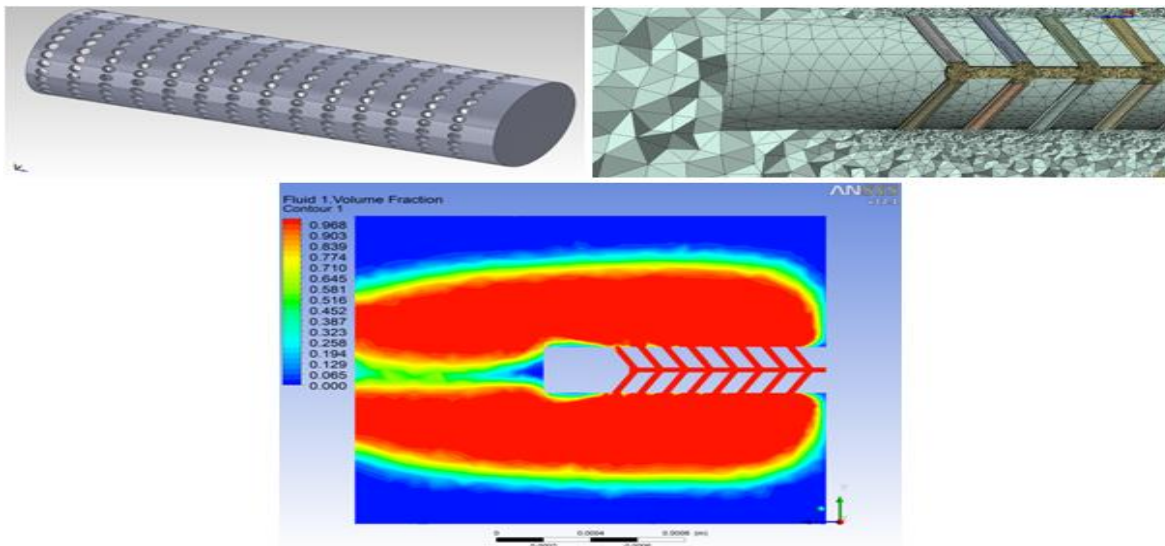


Figura 3.18 - Reconstituição de coluna servical com auxilio de prótese de polímeros



## Capítulo 4 – Estudos de Casos

Foram desenvolvido dois Estudos de Casos:

- Exoesqueleto
- Prótese de Membro Inferior.

Pretende-se melhorar o atendimento e dar suporte aos centros de reabilitação do setor de órteses e próteses do HC da UNICAMP, seria criado um setor de CAD/CAM/CAE e PR, o qual melhoraria o sistema de compras e eliminaria estoques desnecessários. Também auxiliaria as análises dimensionais, a resistência dos materiais, a escolha dos materiais, a visualização e outros recursos.

O paciente seria avaliado por suas dimensões e por seu peso, para que o produto final atendesse às especificações do mesmo.

A redução da distância e do tempo não seriam mais um problema, já que, mesmo o paciente não estando no local, através do software CAD e da Internet, ele seria medido e os parâmetros enviados ao projetista via Internet, para que realizasse a modelagem do protótipo.

A implementação desse setor traria vantagens como:

- a-) Redução de estoque desnecessário;
- b-) Gasto de locomoção do paciente;
- c-) Menos retrabalho;
- d-) Menos descarte por dimensionamento incorreto;
- e-) Maior agilidade na confecção do produto final;
- f) Redução no custo de produção.

## 4.1 Estudo de Caso - Exoesqueleto

O equipamento exoesqueleto foi citado na referência bibliográfica no tópico 4.2 Exoesqueleto, com citações de outros trabalhos desenvolvidos anteriormente por outros autores.

Esse termo é definido como “esqueleto externo”, similar a uma armadura de combate.

O exoesqueleto robótico é considerado um mecanismo artificial. Vestido externamente ao corpo humano, atua paralelamente a ele com o objetivo de criar uma estrutura rígida, auxiliando na reabilitação de pacientes que tiveram AVC (acidente vascular cerebral), outras doenças limitantes ou acidentes; restaurando ou melhorando as funções e as capacidades de movimentação. Isso se deve ao fato de que os exoesqueletos permitem medir, de forma objetiva, as forças e os movimentos, informações essenciais na avaliação evolutiva de pacientes. Contudo, a terapia auxiliada por exoesqueletos possui limitações relativas aos mecanismos de controle motor que precisam ser conhecidas com mais propriedade.

É verdade que, se o robô auxilia o paciente, este tem grande chance de aprender a realizar a tarefa de maneira mais eficiente. Portanto, o exoesqueleto deve estar em contato físico com a pessoa, para que não haja perda de carga e força do equipamento, nem desconforto ao paciente, permitindo uma transmissão de energia e de diversos sinais de controle, se necessário.

A modelagem de um sistema biomecânico para dispositivo robótico (exoesqueleto) dos membros superior e inferior necessita, muitas vezes, de equipamentos para controle. Em outros casos, serão apenas estruturas para reforçar a estrutura anatômica. Um exemplo é o aparelho para paralisia infantil.



Figura 4.1- Primeiro-ministro de Israel Benjamin Netanyahu e o presidente dos EUA, Barack Obama.

O primeiro-ministro Benjamin Netanyahu e o presidente dos EUA, Barack Obama assistem a inovações tecnológicas israelenses, figura 4.1. Um deles é ReWalk, que visa proporcionar às pessoas com deficiência nos membros inferiores uma experiência que está tão perto de andar o mais natural possível . (<http://rewalk.com/>: em 16/07/2013).

A Tecnologia de exoesqueleto está em rápida expansão no campo da medicina, usando uma combinação de sensores, motores, supervisionada por computador, sistemas de controle e baterias recarregáveis. Estes projetos permitem que as pessoas paralisadas, recuperem a função do pé, da tíbia, do fêmur e da escápula, subir ou descer escadas. Os testes nos centros são indispensáveis para que eles possam ser usados em casa, no trabalho ou em outras atividades diárias.

O ARGO ReWalk Figura 4.1 exoesqueleto é um projeto patenteado que consiste em pernas motorizadas que permitem o movimento do joelho e do quadril. É alimentado por bateria para um dia todo e controlado por computadores de bordo e por sensores de movimento . O sistema detecta mudanças sutis no centro de gravidade do indivíduo para acionar cada passo e permitir que ele ande.

A *ReWalk*, empresa pioneira na fabricação de exoesqueleto, foi fundada pelo empresário israelense Dr. Amit Goffer que se inspirou em suas próprias dificuldades para criar um dispositivo de exoesqueleto e começar a ARGO Medical Technologies depois de se tornar

um tetraplégico em 1998. Desde que o Dr. Goffe fundou a ARGO 2001, ela tornou-se uma empresa internacional com sede nos EUA , na Alemanha e em Israel.

*Rewalk* está aguardando a liberação da FDA para uso comercial nos Estados Unidos. O objetivo é fazer com que esta tecnologia esteja disponível mundialmente para qualquer usuário em potencial. No futuro, poder-se-ão desenvolver sistemas tornando-os um fato comum nas ruas de muitas cidades. Eles vão ficar menores, mais leves e quase imperceptíveis. O primeiro foco do trabalho é prático. Pretende-se continuar os estudos em projetos biomecânico para melhor definir os benefícios e métodos de uso de exoesqueletos cada vez mais modernos.

O sistema terá muitas melhorias significativas e procurar-se-ão desenvolver projetos para muitas outras aplicações Biomecânicas; como as próteses, sejam elas para pacientes amputados ou para substituição localizada (Fêmur, joelho, tornozelo). A experiência é notável e há ansiedade para proporcionar isso para quem precisa de equipamentos para melhorar sua inclusão social. (<http://rewalk.us/> - acesso em: 17/01/2014)



Figura 4.2 –Exoesqueleto líder de mercado ARGO ReWalk

O dispositivo exoesqueleto *ReWalk* tem auxiliado o usuário a caminhar, (conforme figura 4.2) . Os comandos de levantar, caminhar e sentar são dados pela pessoa com incapacidade do membro inferior. Isso significa que o usuário é a pessoa no controle do aparelho e pode andar de forma independente até que suas dificuldades sejam diminuídas

ou desapareçam com auxílio da fisioterapia. O *ReWalk* pode também ser utilizado como uma nova alternativa a cadeirantes. (<http://rewalk.com/>: em 16/07/2013).

#### 4.1.1 Concepção do Projeto Biomecânico

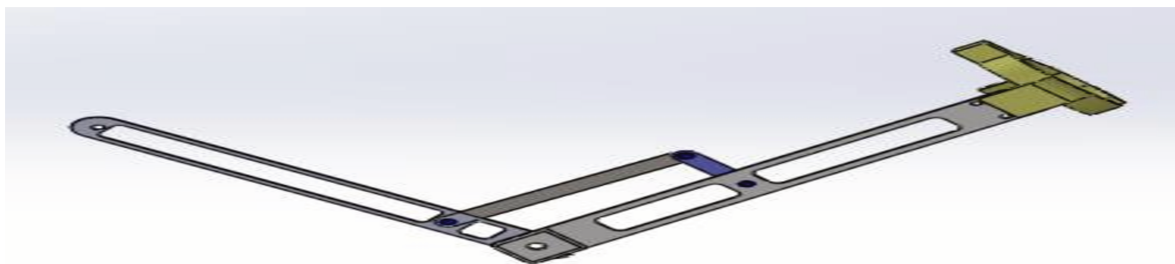


Figura 4.3 - Representação Mecanismo Paralelogramo SolidWorks em aço 1020

Na Concepção do Projeto Biomecânico foi necessária a utilização de CAD para análises de resistência dos materiais bem como para sua escolha, montagem e, principalmente, para gerar os desenhos 3D, para a fabricação através do processo PR. Melhor representado na figura 4.3.

#### 4.1.2 Proposta de Métodos Analíticos

A utilização dos métodos analíticos torna-se imprescindível, quando a análise de um mecanismo exige o estudo de várias fases do seu movimento. Esses métodos, além de mais precisos do que os métodos gráficos, apresentam outra vantagem que é o fato de que, uma vez obtidas as expressões para a posição, a velocidade, etc, de um determinado mecanismo, é possível estudar a influência dos vários parâmetros no movimento global produzido, tais como, o comprimento, a posição angular, etc., dos elementos que compõem o mecanismo. Este procedimento é particularmente relevante na síntese de mecanismos.

Os principais inconvenientes dos métodos analíticos são a difícil detecção de eventuais erros e a impossibilidade de visualização dos resultados obtidos do movimento global do mecanismo. (A. Uribe., *et al.*, .2001)

Elo	Massa(gr)	Volume (mm3)	Área mm2	Centro de Massa
<b>Quadril</b>	129.66	47931.73	17801.82	[1.19, 10.55, 4.58]
<b>Femur</b>	39.14	39138.23	19357.39	[4.66, 41.47, -4.67]
<b>Tibía-Fíbula</b>	20.41	20407.67	13481.88	[-7.50, 24.39, 5.26]
<b>Articulador 1</b>	3.37	3365.97	3111.33	[0.00, 17.71, 1.50]
<b>Articulador 2</b>	1.12	1115.97	1161.33	[0.00, -19.79, 1.50]

4.1 Tabela de Referências retiradas do *SolidWorks*, Módulo Propriedade de Massas.

Com efeito, associando a estes métodos o processamento computacional, a análise de mecanismos ganha, por um lado, precisão (uma vez que se minimizam os erros inerentes aos métodos analíticos - os erros de truncatura) e, por outro lado, economia de tempo. Os programas mais comumente utilizados podem dividir-se em dois grupos: as folhas de cálculo (EXCEL, LOTUS123, etc.) e as linguagens de programação (BASIC, C, FORTRAN, LISP, etc.). A utilização destes recursos está limitada a mecanismos simples, uma vez que, para mecanismos complexos, o controle de todos os parâmetros de cálculos se torna difícil. Convém salientar, ainda que os programas computacionais auxiliam na resolução de problemas de matemática avançada, tais como, obtenção de funções derivadas, resolução de sistemas matriciais, etc.

### 4.1.3 Programas computacionais dedicados à análise de mecanismos.

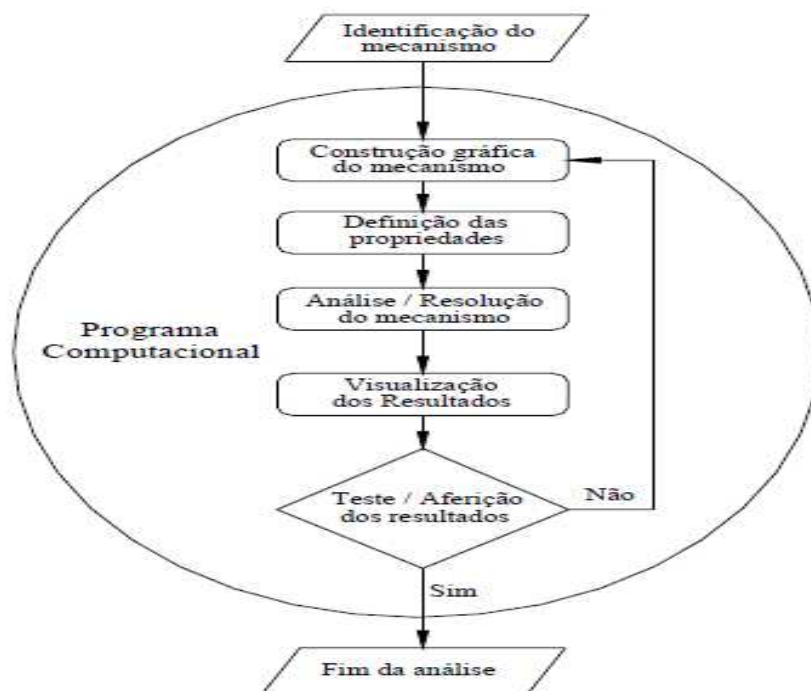


Figura 4.4 - Fluxograma básico que mostra os vários passos a seguir nos diversos programas computacionais dedicados à análise de mecanismos.

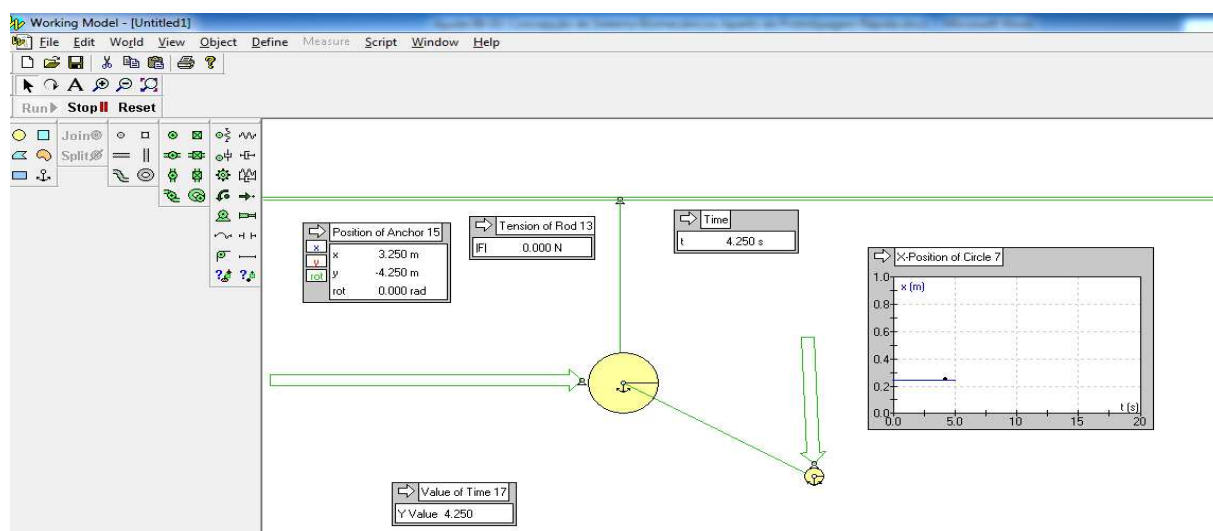


Figura 4.5 – Análise de Posicionamento, Movimento, Aceleração, Aceleração de Massa

#### 4.1.4 Graus de Liberdade

O corpo que é considerado livre no espaço tridimensional deve ter movimento de translação e/ou de rotação em relação às coordenadas de três eixos. Estas possibilidades são chamadas de grau de liberdade. O corpo no espaço tridimensional tem, portanto, seis graus de liberdade. Desta maneira, pode-se definir grau de liberdade ou movimento 3D como o número mínimo de coordenadas necessário para descrever o movimento de um mecanismo.

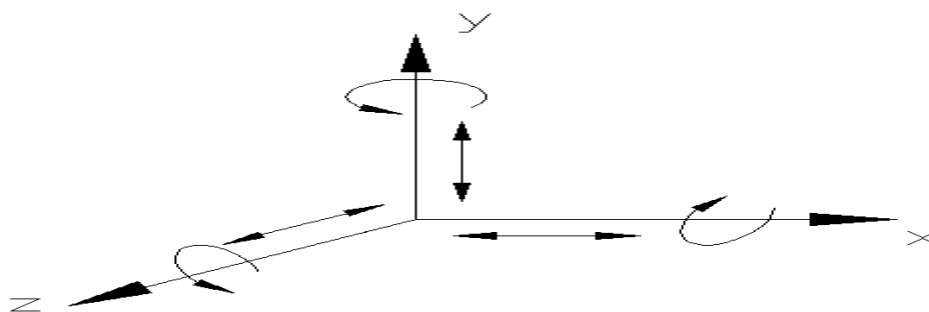


Figura: 4.6 - Graus de Liberdade

Com efeito, o número de graus de liberdade de um sistema formado por (n) corpos rígidos, sendo um deles fixo, é dado por:

$$\text{GDL} = 3(n-1) - 2p - q \quad (1) \text{ Equação 4.1}$$

onde:

n representa o número de ligações/corpos do mecanismo;

p é número de pares primários, *i.e.*, retiram dois graus de liberdade;

q é número de pares secundários *i.e.*, apenas retiram um grau de liberdade.

Fazendo-se a análise da equação 4.1, que se expressa pelo critério de Grübler, também conhecida como equação de Kutzbach, *et al.*, 2010, pode concluir-se que o número de graus de liberdade depende do número de ligações, do número de juntas e do tipo de interação entre estes. Aplicando-se critério de Grübler, se for nulo ou negativo o número de graus de liberdade, da-se a entender que não se trata de um mecanismo (este terá sempre



pelo menos um grau de liberdade) mas sim de uma estrutura, respectivamente isostática ou hiperestática.

Neste último caso, o número de graus de liberdade terá redundância ou hiperestática da estrutura. No tipo de sistemas fechados, a quantidade de graus de liberdade corresponde a igual número de movimentos que são gerados. No entanto, em sistemas abertos, a aplicação do critério de Grübler, *et al.*, 2009, resulta em graus de liberdade passivos ou redundantes, sendo necessário, neste caso, uma atuação exterior (a gravidade, uma mola) para evitar a separação do mecanismo.

#### **4.1.5 Análise Dinâmica**

Para que não haja subdimensionados, nem sobredimensionados nos elementos que fazem parte dos sistemas mecânicos, é imprescindível o conhecimento da forma geométrica de maneira exata, para que a distribuição de esforços a que cada componente estará sujeito tenha um dimensionamento correto, levando-se em consideração os parâmetros de projetos e cuidados nos gastos de fabricação, segurança, competitividade, etc.

O número elevado de esforços que são atribuídos às máquinas e aos mecanismos dificulta a sua análise, por isso procedem-se exaustivas repetições para avaliação de sua eficiência e identificação de seus componentes dominantes e secundários e, dentro destes últimos, os que podem ser desprezados sem que, com isso, fique prejudicado o rigor dessa análise. Com isso, conferindo e estudando os elementos e os vários fatores a que estão submetidos, evitam-se ajustes futuros dos sistemas mecânicos, dos quais se destacam:

- esforços devido ao efeito da gravidade;
- esforços aplicados;
- esforços de inércia;
- esforços de atrito/fricção;
- esforços de impacto;
- esforços devido à variação da temperatura;

- esforços devido à deformação dos corpos;
- entre outros.

O cálculo dos esforços envolvidos nos sistemas mecânicos de comum aplicação, admite estes requisitos, o restante terá um papel predominante em situações específicas. É prática corrente algumas simplificações conducentes a cálculos mais simples, mais econômicos e com exatidão ainda aceitável..

Uma primeira simplificação que, em geral, se faz é a de considerar os corpos como sendo rígidos. Na realidade, todos os corpos se deformam, em maior ou menor grau, devido à sua elasticidade. Contudo, as deformações originadas por tais esforços são pequenas quando comparadas ao restante, esse é o motivo pelo qual os esforços aplicados resultam em deformações, mas podem ser desprezados, e consequentemente, considerar os corpos rígidos.

Uma segunda simplificação, que é frequentemente feita, é a de desprezar o efeito do atrito das ligações dos diversos elementos que compõem os sistemas mecânicos. O efeito do atrito depende de vários fatores, tais como: tipo de apoio, tipo de lubrificação, cargas, condições de funcionamento, etc, contudo, para boas condições de lubrificação, os efeitos de atrito são relativamente pequenos e, por isso, desprezados (figura: 4.7).

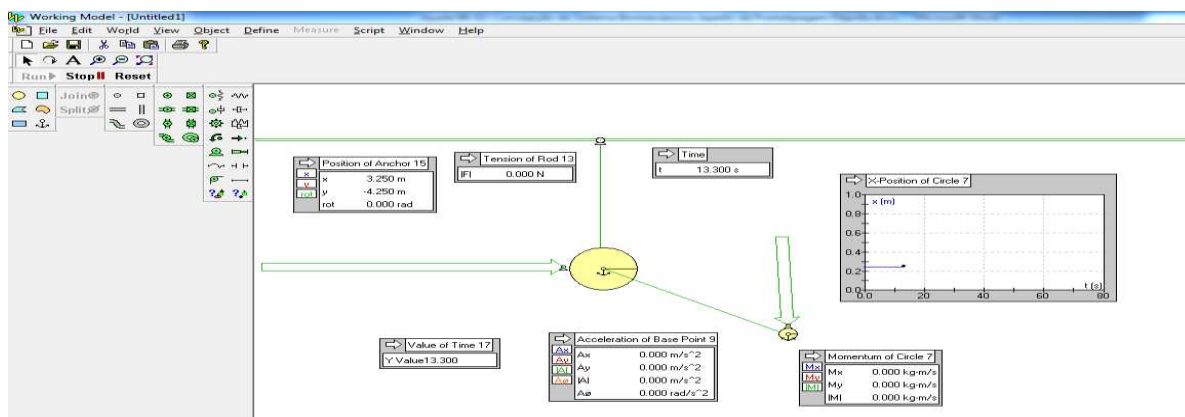


Figura: 4.7 – Análise com Aplicação de Força Vetorial

Os esforços causados pela gravidade são pequenos comparados aos demais, os primeiros podem ser desprezados, sendo irrelevante o erro após a simplificação do elemento estudado.

Os elementos que fazem parte dos mecanismos apresentam uma massa, que comparada ao movimento (aceleração) gera forças, resultando inércia. Se a intensidade das forças é pequena em relação às cargas aplicadas, podem eliminar os efeitos inerciais. Está-se diante de uma análise estática, porém quando no estudo se incluem os efeitos de inércia, a análise designa-se análise dinâmica. Tal análise deve aplicar-se sempre que os efeitos inerciais forem da mesma ordem de grandeza das cargas aplicadas.

Os métodos analíticos que auxiliam no cálculo dos esforços envolvidos nos sistemas mecânicos têm duas bases distintas, a saber:

- condições de equilíbrio estático e dinâmico;
- princípio da conservação da energia – princípio dos trabalhos virtuais.

Neste programa computacional é possível a construção geométrica ou construção tridimensional do modelo em estudo. O *WorkingModel* é ainda compatível com vários programas computacionais vocacionados para o desenho assistido por computador (*Mechanical Desktop, SolidEdge, SolidWorks, Pro/Engineer, AutoCAD*).

Após a construção geométrica dos elementos que constituem o modelo, é possível complementá-lo com informação relativa ao tipo de par cinemático, geradores de movimento, massas, momentos máximo de inércia, coeficientes de atrito, etc.

O programa *WorkingModel* permite ainda o encadeamento e temporização de atuações através de funções analíticas, de rotinas programáveis em *GWBASIC* ou através do fornecimento de dados sob a forma de tabelas. Os resultados são fornecidos sob a forma de *frames* de animação no ecrã e, simultaneamente, é possível visualizar, no ecrã, os dados de saída relativos aos parâmetros definidos pela utilização, sob a forma gráfica ou numérica. À semelhança do programa *Dynapak*, os resultados são guardados em ficheiro de texto, podendo estes funcionar como entrada noutros programas. Adicionalmente, pode ser criado um ficheiro no formato vídeo com a animação do mecanismo em análise.

Segundo FERNANDES, J. P. F., 2000, o primeiro passo para uma análise dinâmica consiste na definição geométrica do mecanismo onde se desenharam os vários elementos que o constituem. A cada elemento, é automaticamente associado um sistema de eixos local, situado no seu centro geométrico, e é relativamente a este que se localizam os pares cinemáticos.

#### **4.1.6 Processo de Produção de Protótipos**

Após utilizar-se de recursos matemáticos, estudos dos graus de liberdade, método analítico e softwares matemáticos (MatLab e WorkModel) para se fazer a validação dos resultados, eles serão comparados com recursos 3D e, conseqüentemente, podem melhorar circunstancialmente, pois são recursos de alta tecnologia que facilitam sua visualização. Apesar de recursos ilimitados, a validação através de cálculos se faz necessária por motivo de comparação.

##### **4.1.6.1 – Análise de Marcha 3D**

Esse recurso está em desenvolvimento pelo departamento de biomecânica da faculdade de educação física da UNICAMP. Esses estudos são supervisionados pelo Dr. Ricardo M. L. Barros.

A visualização da leitura é feita através de gráficos que melhoram a leitura dos resultados que podem ser posicionados nos eixos cartesianos x, y e z e ou por setores do membro (fêmur, tíbia, fíbula e pé), no caso de membro inferior.

Utiliza-se, para a captação de imagem 3D, o sistema chamado *Dvideow*, desenvolvido para reconstrução de coordenadas espaciais a partir de projeções seletivas e tem como característica principal a independência em relação a equipamentos dedicados.

Esse sistema e a tecnologia 3D são explicados, detalhadamente, no item 2 do capítulo 2 da revisão bibliográfica.

#### **4.1.6.2 – Imagem Tridimensional em CAD**

Hoje com o avanço da computação gráfica, utiliza-se cada vez mais CAD para concepção de protótipos. Ferramentas CAD (Apêndice C), são recursos ilimitados não só na obtenção de desenhos e imagens 3D, mas também para análises, que nesse trabalho foram utilizadas para validação e comparação de resultados.

Esses recursos ajudaram na obtenção de resultados como:

- a-) Cálculos de resistência de materiais;
- b-) Escolha correta de material;
- c-) Análise Von Mises;
- d-) Simulação térmica;
- e-) Deformação ao ambiente;
- f-) Simulação de Movimentos.

O item (f) facilitou a verificação de funcionamento do dispositivo, mostrando as folgas, deslizamento e interferência, pois cada setor do dispositivo necessitou de um tipo de ajuste. Também se verificaram , através dos movimentos simulados, os limites de movimentação do protótipo a ser construído.

#### **4.1.6.3 – Utilização de Imagem Tridimensional para PR**

Esse tópico foi apresentado no segundo e no terceiro capítulos da revisão bibliográfica. Foi apresentada a concepção do trabalho com a apresentação dos processos de PR, vantagens, equipamentos de PR, experimentos realizados no CTI (Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer) e um protótipo confeccionado através do processo de PR.

#### 4.1.7 Máquina de Reabilitação

Esses dois estudos de caso abordarão as máquinas de reabilitação que auxiliarão a adaptação e a ressocialização das pessoas com incapacidade de membros inferiores. Elas serão o primeiro contato do PNE com a realidade de locomoção e proporcionarão a ele a confiança dos primeiros passos.

Soluções de terapia de suporte no tratamento de pacientes neurológicos com dificuldades de movimento, devido a acidente vascular cerebral, lesão medular, traumatismo crânio-encefálico, esclerose múltipla, paralisia cerebral ou outras causas neurológicas, e pacientes com dor nas costas.



Figura: 4.8 Hocomat 500

Equipamento de Reabilitação CARRE — Centro de Reabilitação do Hospital Sarah Kubitschek. O equipamento oferece treinamento de caminhada sobre a esteira e sobre a terra para as pessoas com lesão medular incompleta (Figura: 4.8).



Figura: 4.9 – Equipamento de Reabilitação CARRE -- Centro de Reabilitação do Hospital Sarah Kubitschek

Treinamento em esteira é um método recentemente desenvolvido para o desenvolvimento da caminhada. O peso corporal do cliente é parcialmente apoiado com um cinto arnês de corpo, de modo que ele possa andar na esteira e, se necessário, será fornecida a assistência manual.

Dois tipos de solo ao longo da formação estão sendo testados no momento. Um deles é a precisão piso, semelhante ao mostrado na foto acima. O outro é o treinamento de resistência. Participantes treinam intensamente em cada um dos métodos, por sua vez. Testes clínicos e eletrofisiológicos são feitos regularmente através da formação. Os resultados vão ajudar a entender como os diferentes tipos de treinamento podem ser usados para maximizar o benefício para pessoas com lesão medular (Figura: 4.9 e 4.10). <http://www.rehabmed.ualberta.ca> em: 12/08/2013.

- 1) Uma hora por dia, 5 dias por semana, durante 2-3 meses de uma vez, dependendo do estudo.
- 2) As avaliações clínicas e testes de pesquisa são feitos mensalmente.



Figura: 4.10 – Centro de Reabilitação do Hospital Sarah Kubitschek

A fisioterapeuta supervisiona todas as sessões de treinamento. Potenciais participantes serão selecionados e, se forem considerados potencialmente adequados, participarão de uma avaliação fisioterapêutica para identificar aqueles que se encaixam nos critérios para o estudo de pesquisa.



<b>Características Técnicas</b>					
<b>Equipamento</b>	<b>Descrição</b>	<b>Outras Características</b>	<b>Quantidade</b>	<b>Viabilidade</b>	<b>Resultados</b>
<b>Encoder</b>	<b>Omron</b>		<b>1</b>	<b>Disponível no Mercado</b>	<b>OK</b>
<b>Programa Supervisório</b>	<b>Arduino I30</b>		<b>1</b>	<b>Disponível no Mercado</b>	<b>OK</b>
<b>Cintura</b>	<b>Usinado CNC (Skybull -600)</b>	<b>Comando IO MC</b>	<b>1</b>	<b>Disponibilida de Senai-Fiemg</b>	<b>OK</b>
<b>Fêmur</b>	<b>Usinado CNC (Skybull -600)</b>	<b>Comando IO MC</b>	<b>1</b>	<b>Disponibilida de Senai-Fiemg</b>	<b>OK</b>
<b>Parafusos</b>	<b>1/4''1/2'' W</b>	<b>T.T – 10.8</b>	<b>6</b>	<b>Disponível no Mercado</b>	<b>OK</b>
<b>Anel Elástico</b>		<b>Aço Normalizado</b>	<b>4</b>	<b>Disponível no Mercado</b>	<b>OK</b>
<b>Bucha de Fixação</b>	<b>15 x 35</b>	<b>Bronze</b>	<b>2</b>	<b>Disponível no Mercado</b>	<b>OK</b>
<b>Arruela</b>	<b>20 x 6 mm</b>	<b>Aço Normalizado</b>	<b>6</b>	<b>Disponível no Mercado</b>	<b>OK</b>

4.2 Tabela de Características Técnicas para o Exoesqueleto

<b>Análise de Custo</b>					
<b>Equipamento</b>	<b>Descrição</b>	<b>Outras Características</b>	<b>Quantidade</b>	<b>Viabilidade</b>	<b>Custo/Unidade</b>
<b>Encoder</b>	<b>Omron</b>		<b>2</b>	<b>Disponível no Mercado</b>	<b>\$58,3000</b>
<b>Programa Supervisório</b>	<b>Arduino I30</b>		<b>1</b>	<b>Disponível no Mercado</b>	<b>\$36,60/hora máquina</b>
<b>Cintura</b>	<b>Usinado CNC (Skybull-600)</b>	<b>Comando IO MC</b>	<b>10hs</b>	<b>Disponibilidade Senai-Fieng</b>	<b>\$16,30/hora máquina</b>
<b>Fêmur</b>	<b>Usinado CNC (Skybull-600)</b>	<b>Comando IO MC</b>	<b>18hs</b>	<b>Disponibilidade Senai-Fieng</b>	<b>\$16,30/hora máquina</b>
<b>Parafusos</b>	<b>1/4''1/2'' W</b>	<b>T.T – 10.8</b>	<b>6</b>	<b>Disponível no Mercado</b>	<b>\$1,30</b>
<b>Anel Elástico</b>		<b>Aço Normalizado</b>	<b>4</b>	<b>Disponível no Mercado</b>	<b>\$0,50</b>
<b>Bucha de Fixação</b>	<b>15 x 35</b>	<b>Bronze</b>	<b>2</b>	<b>Disponível no Mercado</b>	<b>\$11,60/hora máquina</b>

4.3 Tabela de Análise de Custo em dólar para o Exoesqueleto

#### 4.1.8 - Modelagem de Sistemas Biomecânicos

- Modelos dinâmicos: modelos matemáticos formados por um conjunto de equações diferenciais. São utilizados para a análise e projeto em controle.
- Modelos dinâmicos por análise: modelos em forma de equações diferenciais e que envolvem simplificações.
- Modelos dinâmicos por identificação: modelos obtidos por observações de um sistema.
- Modelos por simulação: modelos usados na investigação empírica das propriedades de um sistema ou processo.
- Modelos por simulação computacional: modelos usados para formulação matemática do comportamento de um sistema que pode ser implementado em um computador analógico ou digital.
- Modelos por simulação em escala: modelos usados em fenômenos complexos. Passam pela construção de réplicas para posterior análise.

##### 4.1.8.1 Aspectos Geométrico e Cinemático

Propriedades de massa de Cintura	
Densidade	0.00 gramas por milímetro cúbico
Massa	129.66 gramas
Volume	47931.73milímetros cúbicos
Área de superfície	17801.82mm

Tabela 4.4: Propriedades de massa de Cintura

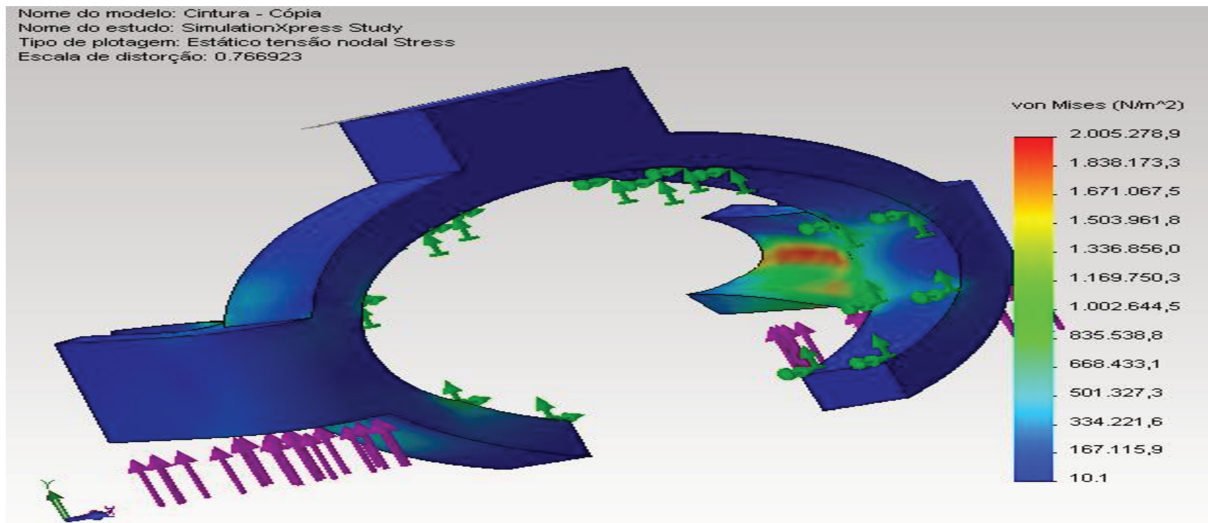


Figura: 4.11- SimulitionXpressStudySolidWorks – Von Mises

$$\frac{1}{6}[(\sigma_0 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_0 - \sigma_3)^2] = \frac{1}{3}\sigma_0^2 \quad \text{Equação 4.2}$$

Conforme descrito na equação 4.2 e ilustrado na figura 4.11, o critério de falha de Von Mises indica que o escoamento de um material sólido inicia quando o segundo invariante de tensão  $J_2$  atinge um valor crítico. O critério é, por esta razão, algumas vezes denominado  $J_2$  plasticidade ou teoria de escoamento  $J_2$ . É parte de uma teoria da plasticidade melhor aplicável a materiais dúcteis, como os metais. Antes do escoamento, a resposta do material é assumida ser elástica.

- Centro de massa: ( milímetros )

• X = -1.19	• Y = 10.55	• Z = 4.58
-------------	-------------	------------

- Eixos principais de inércia e momentos de inércia principais: ( g\* mm )
- Tomado no centro da massa.

$I_x = (1.00, -0.00, 0.00)$	$P_x = 69136.98$
$I_y = (0.00, 1.00, 0.09)$	$P_y = 264587.83$
$I_z = (-0.00, -0.09, 1.00)$	$P_z = 319559.03$

- Momentos de inércia: ( g\* mm )
- Obtido no centro de massa e alinhado com o sistema de coordenadas de saída.

$L_{xx} = 69142.27$	$L_{xy} = -624.76$	$L_{xz} = 922.17$
$L_{yx} = -624.76$	$L_{yy} = 265023.44$	$L_{yz} = 4882.18$
$L_{zx} = 922.17$	$L_{zy} = 4882.18$	$L_{zz} = 319118.14$

- Momentos de inércia: (g\*mm )
- Tomados no sistema de coordenadas de saída

$I_{xx} = 86307.64$	$I_{xy} = -2251.31$	$I_{xz} = 215.80$
$I_{yx} = -2251.31$	$I_{yy} = 267930.27$	$I_{yz} = 11153.87$
$I_{zx} = 215.80$	$I_{zy} = 11153.87$	$I_{zz} = 333743.08$

#### 4.1.8.2 Mecanismos de quatro barras

Em máquinas industriais, balanceamento de gravidade é frequentemente utilizado para reduzir o esforço necessário pelo atuador. Muitos projetos para balanceamento de gravidade estão disponíveis na literatura e empregam o uso inteligente de contrapesos, molas e auxiliares paralelogramos (AGRAWAL, 2001).

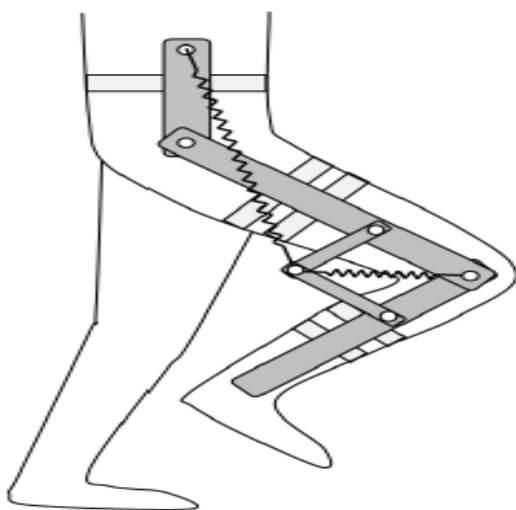


Figura: 4.12 - Mecanismos de quatro barras. (AGRAWAL, 2001).

Assim, um novo dispositivo foi desenvolvido usando híbrido método, que pode equilibrar o peso da perna em todas as configurações. Tecnicamente, ele coloca a perna em um estado de neutralidade e equilíbrio. Em conjunto com um andador e sobrecarga aproveitada nele, este dispositivo poderia ser um bom para reabilitação. Para verificar sua viabilidade prática, um protótipo de madeira foi fabricado em primeiro lugar. Em seguida, outro protótipo real de alumínio foi feito. As experiências foram, em seguida, conduzidas para determinar a eficácia do dispositivo. Conforme Figura: 4.12 (AGRAWAL, 2001).

#### **4.1.8.3 Cadeia Cinemática Fechada do Mecanismo de quatro barras**

O mecanismo de quatro barras é constituído por quatro elos de uma cadeia cinemática fechada, sendo bastante versáteis e encontrados em diversos dispositivos mecânicos tais como modelos de próteses de joelho.

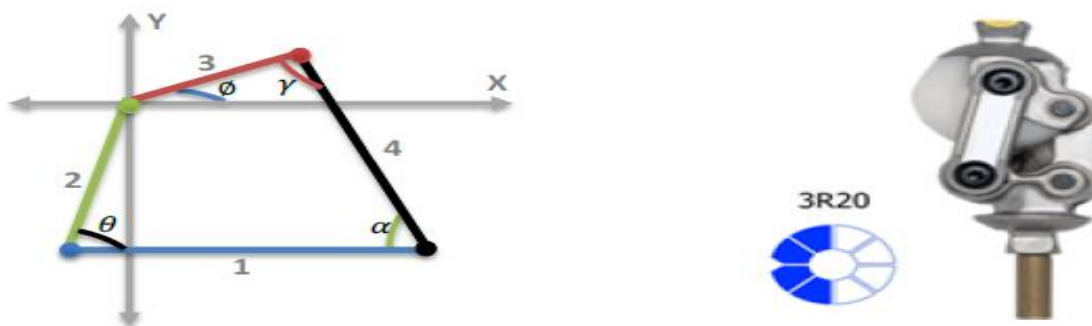


Figura: 4.13 - Mecanismo quatro barras e Joelho Otto Bock quatro Barras

Abaixo, estão descritas as características dos constituintes do Mecanismo quatro barras:

**Peça 1 - Suporte**

Geralmente estacionária.

**Peça 2 – Manivela**

Geralmente é a peça acionadora, podendo girar ou oscilar.

**Peça 3 – Biela**

Transmite o movimento.

**Peça 4 - Rótula**

Geralmente é a peça acionada, podendo girar ou oscilar

**Ângulo de transmissão ( $\gamma$ )**

Ângulo de ligação entre a peça de ligação e a peça acionada, com recomendações na faixa  $40^\circ < \gamma < 140^\circ$

#### 4.1.8.4 Centro Instantâneo no Mecanismo quatro barras

Segundo Norton, 2010, as sucessivas variações dos ângulos em um mecanismo de quatro barras com variações nas posições do centro instantâneo, gera uma trajetória denominada centroide.

As posições do centro instantâneo em relação às coordenadas vertical e horizontal podem ser obtidas por meio de equações da cinemática figura 4.13 e 4.14.

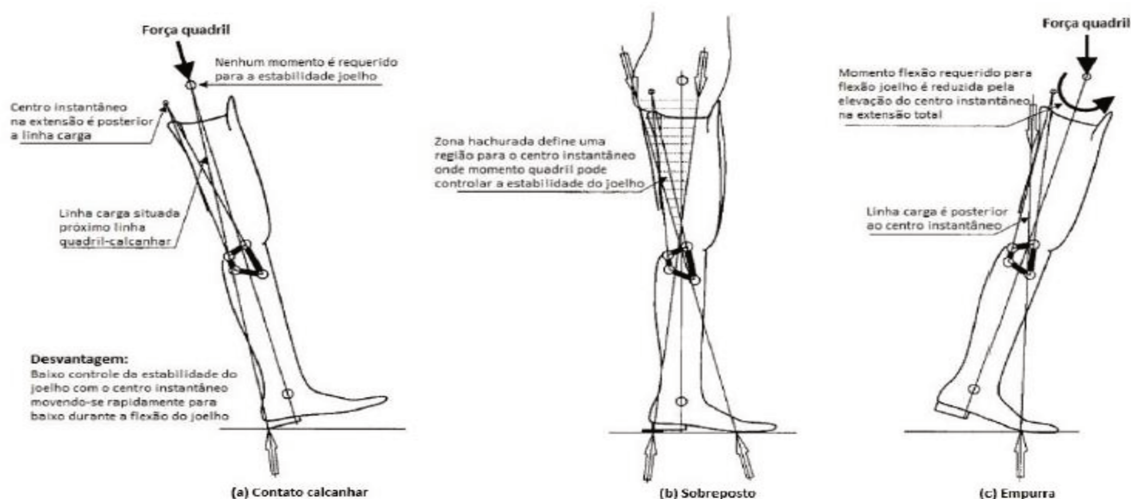


Figura: 4.14 - Diagrama Estabilidade - Mecanismo quatro barras com elevação centro instantâneo (RADCLIFFE, 1994)

#### 4.2 Estudo de Caso - Prótese Membro Inferior

Conforme DIAS (2007), a engenharia do caminhar tem foco em cada dado originado pelo apoio. O calcanhar é a parte mais nobre da prótese, pois é ele que absorve o peso do corpo, usando até 95% dessa energia para o deslocamento. O impulso do calcanhar ajuda a deslocar o paciente sobre o antepé, transferindo a força fornecida pelo peso do corpo para a haste da prótese. A haste flexível tende a retornar à posição inicial, como se fosse uma mola. Ela impulsiona o corpo do paciente para frente e completa o passo.





Figura: 4.15 – Órtese de membros inferiores (COLOMBO et al, 2000)

A grande evolução da área de elaboração de projetos e construção de próteses teve início principalmente com as grandes guerras mundiais e os quadros de ferimentos sofridos pelos soldados, sendo que na 2ª Guerra Mundial, foram elaborados programas de pesquisa para membros artificiais.

Hoje utiliza-se o controle de próteses por estimulação mioelétrica, utilizando os impulsos do próprio indivíduo, colhidos através de eletrodos de superfície banhados a ouro tratados e amplificados eletronicamente, figura: 4.15. Porém, esse sistema de controle ainda é muito deficiente e a tecnologia é domínio de poucos laboratórios de pesquisa de países desenvolvidos. Um grande trabalho de desenvolvimento tecnológico está sendo desenvolvido para que se possa permitir a aplicação destes sistemas numa escala mais popular que atenda a todos que necessitam desse recurso.

As etapas de construção da prótese, a medição do coto e do outro membro inferior, inicia-se obtendo um molde negativo com aplicação de gesso do membro amputado. O molde positivo é utilizado para obtenção dos parâmetros desejados. A partir deste, são feitos os ajustes necessários para concepção de um resultado satisfatório que deve ser adaptado futuramente no membro amputado. No decorrer da fisioterapia realizam-se os ajustes finais de acordo com a insatisfação do paciente, com o objetivo de se obter os contornos e pressões. No final, confecciona-se o encaixe rígido através do procedimento de união com os outros componentes, finalizando com o alinhamento do sistema. O

procedimento otimização da prótese ao paciente é demorado e envolve pequenos ajustes ao longo do uso. O paciente tem que ser acompanhado periodicamente por profissionais ligados à área de fisioterapia.

Existe uma variedade de tipos de próteses de joelhos. Destacam por nível do amputado baixo, médio ou alto, também pelo peso do amputado e atividades praticadas pelo paciente.

#### **4.2.1 Joelho Monocêntrico**

Esta prótese contém tanto a parte inferior quanto a superior do joelho e que se unem aos dois núcleos que fazem os alinhamentos parciais. Esta prótese é atribuída ao paciente com poucos movimentos e baixa atividade. O baixo preço é a sua grande vantagem.

#### **4.2.2 Joelho Pneumático**



Figura: 4.16 - Joelho Monocêntrico da Otto Bock

Esse tipo de joelho é constituído por um equipamento um pouco mais complexo, que alivia a carga com ar comprimido. Ela é de grande eficiência porque o atuador é o ar, que não sofrerá grandes variáveis no sistema, se ocorrer alguma mudança na sua

temperatura. Possibilita alguns ajustes independentes de outros sistemas, como flexão e extensão; uma marcha mais natural, perto da realidade do ser humano; movimentos dinâmicos e mais seguros do amputado. As desvantagens são seu peso elevado, alto custo e manutenção periódica, conforme a figura 4.16 (Otto Bock, .2008)



Figura: 4.17 - Joelho Pneumático da Otto Bock

#### **4.2.3 Joelho hidráulico**

Os joelhos hidráulicos também são equipamentos revolucionários de grande eficiência e são controlados por um cilindro hidráulico, seu atuador é o óleo. A grande diferença do sistema pneumático nas equações é a densidade. Nos demais aspectos, os sistemas são bem parecidos. Esses sistemas são muito utilizados na indústria na área de automação, figura 4.17 .

#### **4.2.4 Joelho Computadorizado**

Essa prótese tem tecnologia avançada e seu controle é feito através de microprocessadores que são muito eficientes e possibilitam alta atividade de movimentos.

## Capítulo 5 – Validação Experimental e Resultados

### 5.1– Validação

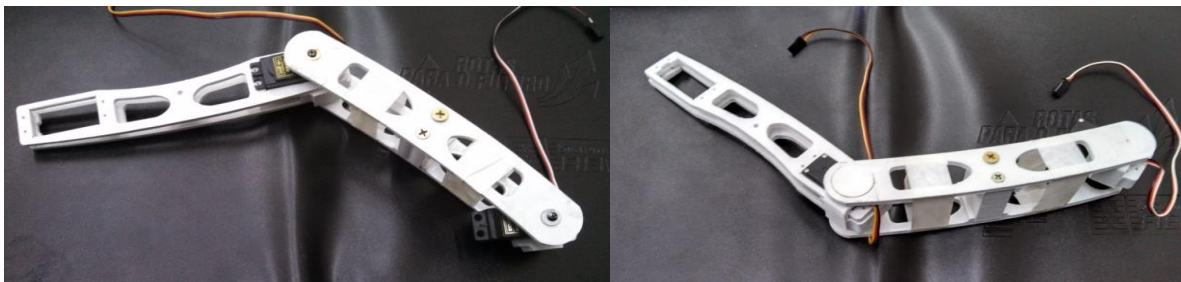
Estabeleceu-se, neste capítulo, a verificação da viabilidade do projeto e sua funcionalidade, buscando também um modelo tátil para a execução das análises necessárias na produção do mesmo em escala real com concepção em CAD (Apêndice A).

A validação foi feita através do processo de PR nas máquinas do CTI, utilizando o método e equipamento de SLS. Este sólido foi modelado pelo *software* de CAD, *SolidWork*, que gerou uma extensão SLDPRT. Esta não necessitou de nenhuma conversão, pois as máquinas do CTI executam o processo de PR com a mesma extensão (SLDPRT), facilitando assim todos os processos necessários para estabelecer a validação do produto final.

Esse protótipo tem o objetivo de desenvolver uma etapa do exoesqueleto ( o fêmur). Ele ajudará em projetos futuros . Para se obter sucesso no produto final, necessitará de um trabalho na área de joelho e do tornozelo. Esse estudo vem para enfatizar que é possível a construção do produto exoesqueleto, com tecnologia nacional e com equipamentos de baixo custo.

Esse assunto foi fragmentado no capítulo segundo com Desenvolvimento do Projeto através do processo de PR. Foram muitos os testes realizados com recursos virtuais que indicaram o melhor material, parametrização, *desing*, elementos finitos (ANSA), para discussões iniciais e até para que não houvesse parâmetros e índices errados na finalização do produto no processo de PR.

Figura: 5.1 - Montagem do dispositivo obtido por PR



O produto final está representado na Figura 5.1 e 5.2, que fornecem um modelo para visualização, teste e estabelecimento de parâmetros mais precisos para modificações e/ou aprovação, para que se possa criar o produto em escala real do usuário portador de necessidade especiais (PNE).

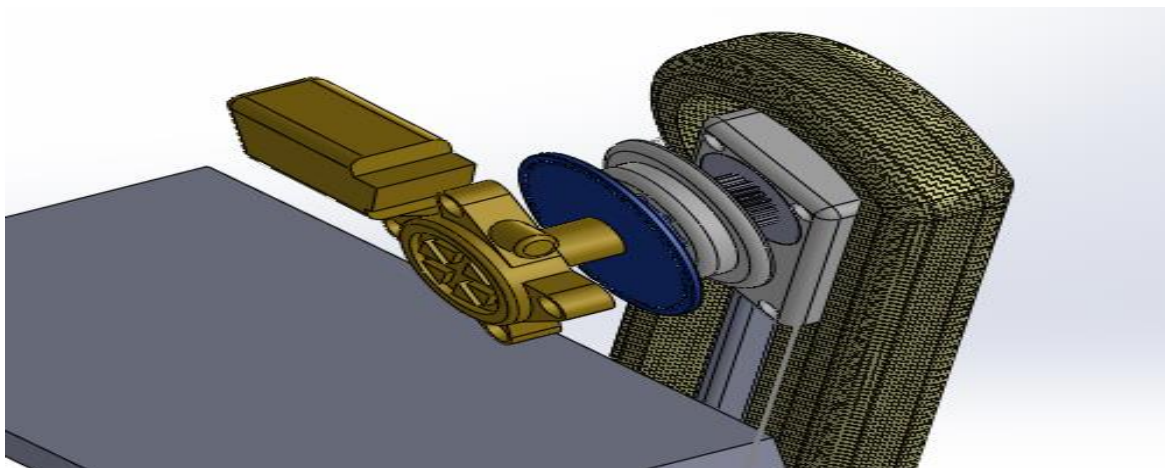


Figura: 5.2 - Protótipo de torque, aceleração, desaceleração e posicionamento Simulação de movimentos no SolidWorks.

## Capítulo 6 - Sugestão de Trabalhos Futuros

- Dar continuidade à exploração de novas técnicas de Prototipagem Rápida, assim como a outras tecnologias de concepção de dispositivos para pessoas com incapacidade de membros inferiores.
- Dar suporte a centros de reabilitação como o departamento de órteses e próteses do HC da UNICAMP, alocando-se um setor de Prototipagem Rápida em parceria com o mesmo departamento de outros hospitais.
- Proporcionar conforto ao paciente, permitindo que não se desloque para as medições, já que estas poderão ser enviadas ao projetista através do software CAD e da Internet, para que ele realize a moldagem do protótipo.
- Consolidar as parcerias com o departamento de biomecânica do Instituto de Educação Física (FEF), supervisionado pelo Dr Ricardo M. L. Barros, que se propôs a auxiliar o trabalho no que diz respeito à tecnologia 3D para realizar as medições de marchas de maneira mais precisa.
- Captar tecnologias necessárias em diversos departamentos dentro da instituição UNICAMP, com o apoio do Dr. Sigisfredo Luis Brenelli, que participou desse projeto e abriu as portas do setor de próteses e órteses.
- Buscar o apoio da instituição SENAI-FIEMG, localizada na cidade de Extrema-MG, que auxiliará com recursos de usinagem e eletroeletrônica.

## **6.1- Perspectivas**

As perspectivas são as melhores possíveis, já que não se procura fazer um trabalho individual, mas busca-se a parceria de outras áreas como UNICAMP, SENAI-FIEMIG e indústrias em geral.

Futuras parcerias com o setor de próteses e órteses agilizarão os procedimentos para a instalação e manutenção de próteses e órteses nos pacientes portadores de discapacidades físicas do membro inferior.

## Capítulo 7 - Conclusão

Este trabalho desenvolveu um estudo de aplicação para a utilização de sistemas de prototipagem rápida (PR), visando facilitar a obtenção de protótipos voltados à biomecânica.

A partir da metodologia adotada e dos resultados obtidos, foi verificado que o processo proposto de Prototipagem Rápida foi bem sucedido. Além da observação de possíveis falhas no dimensionamento de protótipos que utilizam verificação por digitalização, foi uma ferramenta que otimizou e deu confiabilidade ao projeto.

O processo de PR seguiu as seguintes etapas:

- a) desenho e modelação via CAD (desenho assistido por computador);
- b) envio de arquivos convertidos para máquina de PR SLS (Sinterização Seletiva a Laser), para concepção do protótipo biomecânico;
- c) comparação das vantagens e desvantagens deste processo com os processos convencionais por métodos que trazem maior confiabilidade processo de construção e um protótipo.

Durante o desenvolvimento deste trabalho de pesquisa, foi possível demonstrar que os custos que envolvem o processo apresentado foram menores do que os de outros processos de produção de protótipos, uma vez que se produz apenas uma peça.

A vantagem é a obtenção de peças sem a necessidade de utilização de ferramentas convencionais, obtendo-se produtos táteis para melhor verificação e demonstração aos usuários, clientes e público em geral, além da redução considerável do tempo gasto na produção.



## **Bibliografia**

**ABDEL-AZIZ & KARARA** .Reconstruction Error of Calibration Volume's Coordinates for 3D Swimming Kinematics, 1971.

**ACKERMANN, M., F. G. COZMAN, and A. S. DIAS.** "Sistema para Flexão de Joelho Mecanizada em Órteses de Membros Inferiores".**Proceedings of the 16th Brazilian Congress of Mechanical Engineering, Vol. 1.2001.**

**ANDRADE, L.M.** Análise de marcha: Protocolo experimental a partir de variáveis cinemáticas antropométricas An24av. **10, p. 93-70, 2002.**

**AGRAWAL, A.; AGRAWAL, S. K.** Design of gravity balancing leg orthosis using nonzero free length springs.**Mechanism and machine theory, v. 40, p. 693-709, 2005**

**A.Uribe, J. Rosario, e O. Aviles.** Mechatronic hand-based grasp and vrimplementation. In Proceedings of the 12th Mechatronics **Forum Biennial International Conference, IWF Institute of Machine Tools and Manufacturing, 2009.**

**A.Uribe e J. Rosario.** Virtual reality walking through human lower member kinematics. In Congreso Multimídia 2009.

**ATABEY, F., I. LAZOGLU, and Y. Altintas.** "Mechanics of boring processes—Part I." **International Journal of Machine Tools and Manufacture 43.5 (2003): 463-476.**

**BARROS R. M. L., Fundamentos de Biomecânica.** Instituto de Educação Física—Campinas: Unicamp, 2000.

**BARROS, R. M. L. ; BAUMANN, W. .** Pattern Recognise in Biomechanics: Design of a System. **In: Blickhan, R. & Kirchner, G.. (Org.). Biomechanik und Motorik. Nachwuchsworkshop. Jena: Feldhau, 1997, v. , p. -. Biomecânica do**

**movimento humano.** – Brasília: Fundação Vale, UNESCO, 2013. 36 p. – (Cadernos de referência de esporte; 9).

BAUMANN, S.B., Wozny, D.R., Kelly, S.K., Meno, F.M. (1997) The electrical conductivity of human cerebrospinal fluid at body temperature, **IEEE Transaction on Biomedical Engineering**, vol. 44(3),pp. 220-223.

BERTOL, L. S. . **Prototipagem: Contribuição ao estudo da prototipagem rápida, digitalização tridimensional e seleção de materiais no design de implantes personalizados.** Blucher 2008.

BLOHMKE, F. **Compêndio Otto Bock – Prótese para o membro superior**, Berlim (Schielle & Schon), 1994.

CENPRA: Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer – CTI. **Acesso em: 12/01/14 <http://www.robtec.com>**).

CORREA, S. C., et al. "Mechanical energy differences between walking and running at different velocities on treadmill. "ISBS-Conference Proceedings Archive.Vol. 1. No. 1. 1998.

ENEGEP, 2000, Rio de Janeiro. Anais Eletrônicos. **Disponível em: < [www.abepro.org.br/biblioteca/ENEGEP2000\\_E0001.PDF](http://www.abepro.org.br/biblioteca/ENEGEP2000_E0001.PDF)>.** Acesso em: 12/08/13.

D. Araque, R. Diaz, B. Pérez-Gutiérrez, e A. Uribe. Augmented reality framework: Analysis and implementation of a gestural programmed robotic cell. **In Robocontrol 2010, 4 Workshop in Applied Robotics and Automation, 2010.**

DAVID W. R., Modern Ceramic Engineering, Properties, Processing and use in Design, **Ed. Marcel Dekker, INC New York, 1978.**

GORNI, A. A. Introdução à prototipagem rápida e seus processos. **Revista Plástica Industrial. São Paulo, v. 3, p. 230-239, 2001.**

GRIMM, Volker, et al."Pattern-oriented modeling of agent-based complex systems: lessons from ecology." **science 310.5750 (2005): 987-991.**

HALL, S. J. **Biomecânica Básica.** Ed. Foogan, Rio de Janeiro, 1993.

HART, L.D. (Ed), Alumina Chemicals, Science and Technology Hanbook, Westerville, (Ohio): **The Am. Ceram. Soc., 1991**

FANELLI, M. KUCZMARSKI R. J. AND MATTHEW NAJJAR."Effects of age on validity of self-reported height, weight, and body mass index: findings from the Third National Health and Nutrition Examination Survey, **1988–1994." Journal of the American Dietetic Association 101.1 (2001): 28-34.**

“MATLAB Support Package for Arduino (aka ArduinoIO Package)”.Disponível em <<http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/32374-matlab-support-package-for-arduino--aka-arduinoio-package->>. Acesso em 10/10/2014.

MELLO, C. H. P. SILVA, C. E. S. COSTA, S. C. Comparação de três diferentes tecnologias de prototipagem rápida em relação a critérios de custo e tempo. In: ENEGEP, 2006, Fortaleza. Anais Eletrônicos. Disponível em: <[http://www.abepro.org.br/biblioteca/ENEGEP2006\\_TR490328\\_7839.pdf](http://www.abepro.org.br/biblioteca/ENEGEP2006_TR490328_7839.pdf)>. Acesso em: 21/12/13.

MEIRA, C. R. .Cerâmica .Desenvolvimento de pó à base de gesso e binder para prototipagem rápida. **Artigo: REVISTA ENGENHARIA, (2013)p. 230-239.**

NAVEIRO R. M. & OLIVEIRA V. F. (organizadores). O Projeto de Engenharia, Arquitetura e Desenho Industrial: **Conceitos, Reflexões, Aplicações e Formação. Profissional. Juiz de Fora: Ed. UFJF, 2001.**

NETTER, F. H.. **Atlas de Anatomia Humana**. 2ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.

OLIVEIRA JUNIOR, V. G. **Uma Contribuição ao Desenvolvimento de uma Prótese Antropomórfica Hidráulica de Membro Inferior Microcontrolado**. 2005, 120 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Engenharia Mecânica – Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, São Paulo.

OLIVEIRA, R. V. B. . – Polímeros: Mistura polipropileno/poliestireno: um exemplo da relação processamento-estrutura-propriedade no ensino de polímeros - **30/11/2012 Artigo: REVISTA ENGENHARIA, Otto Bock, .2008 )**

PIZZOLITO, E. A. **Enquadramento da prototipagem Rápida na metodologia de projetos de grandes empresas**. Dissertação de mestrado, Pós-Graduação em Engenharia Mecânica – Campinas: Unicamp, 2004.

POLIS, N. E. **Projeto e construção de parte estrutural de prótese de mão humana com movimentos** /. Campinas, SP: [s.n.], 2009.

Portal do software Público Brasileiro Disponível em **Fonte:** [http://www.softwarepublico.gov.br/ver-comunidade?community\\_id=626732](http://www.softwarepublico.gov.br/ver-comunidade?community_id=626732). Último acesso em 23/10/2013

ROSEMARY C. ISLES B P, NANCY L. L. CHOY M P., MARIE Steer B and JENNIFER C. Nitz PhD Normal Values of Balance Tests in Women Aged 20–80 **Journal of the American Geriatrics Society** Volume 52, Issue 8, pages 1367–1372, August 2004.

ROZENFELD, H. FORCELLINI, F. A. AMARAL, D. C.; TOLEDO, J. C. et al. **Gestão de desenvolvimento de produtos: uma referência para melhoria do processo.**São Paulo: Editora Saraiva, 2006.

SAURA, C. E. **Aplicação da Prototipagem Rápida na melhoria do processo de desenvolvimento de produtos em médias e pequenas empresas.** Dissertação de mestrado, Pós-Graduação em Engenharia Mecânica – Campinas: Unicamp, 2003.

SELHORST JUNIOR, A. **Análise comparativa entre processos de Prototipagem rápida na concepção de novos produtos: um estudo de caso para determinação do processo mais indicado.** Dissertação de mestrado, Curso de Pós-Graduação em Engenharia de Produção e Sistemas – Centro de Ciências Exatas e de tecnologia, Curitiba: Pontifícia. Universidade Católica do Paraná, 2008.

SIMON P. DIMAIO, **Needle Motion Simulation and Planning for Applications in Soft Tissues**, PhD dissertation, 2003, University of British Columbia.

SOBOTTA, J. **Sobotta Atlas de Anatomia Humana** 2 Vols. Ed. Guanabara Koogan, 22<sup>a</sup> edição, Rio de Janeiro. 2006. NETTER, F.H

STUCKE .et al.,1984, **State of the art in geriatric rehabilitation. Part I: Review of frailty and comprehensive geriatric assessment.**

Tecnologias Tridimensionais na Medicina. Acesso em 17/01/2014. **Disponível em:** (<http://www.cti.gov.br>) .

Tecnologia exoesqueleto: uma entrevista com Larry Jasinski, CEO da ARGO Medical Technologies. Acesso em 20/12/2012. **Disponível em:** <http://www.news-medical.net/news/20121212>

Tecnologia exoesqueleto: Fabricante e líder de mercado. Acesso em 16/07/2013. **Disponível em:** <http://rewalk.com/>:

Tecnologia exoesqueleto ATLAS modelo THKAFO ativa (tronco-Hip-joelho-tornozelo- pé Órtese). Acesso em 12/05/2013. **Disponível em:** (<http://www.clarin.com/sociedad>).

Tecnologia de ponta de reabilitação de pessoas com lesão medular. Acesso em 30/05/2013. **Disponível em:** <http://www.rehabmed.ualberta.ca> em.

Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Campos Curitiba. Curitiba: UTFP; atualização; Acesso em 18/06/2010. **Disponível em** [http://www.nufer.citec.ct.utfpr.edu.br/O\\_QUE\\_E\\_PROTOTIPAGEM.html](http://www.nufer.citec.ct.utfpr.edu.br/O_QUE_E_PROTOTIPAGEM.html)

VOLPATO, N. (organizador). **Prototipagem Rápida: tecnologias e aplicações. São Paulo:** Blucher, 2007.

VUKOBRATOVIC. Active Orthoses for the Lower-Limbs: **Challenges and State of the Art, 2007.**

WINGRAVE, WILLIAMSON, et al., **The Wiimote and Beyond: Spatially Convenient Devices for 3D User Interfaces** 2010

ZATSIORSKI. **Princípio do treinamento desportivo e da musculação:** Blucher, 1997

## Apêndice A - Concepção Protótipo de Sistema Biomecânico a partir de PR SLS.

Modelo com concepção a partir da tecnologia de Prototipagem Rápida, através da máquina do sistema SLS. Este modelo foi obtido virtualmente no programa CAD, *SolidWorks* como é mostrado na figura 1 Separadamente para que o processo fosse possível. Mas também foram feitas as análises com os módulos do SolidsWorks conhecidos como, SimulationXpress e FloXpress, figura 1 e 2.



Figura: 1 - Modelo gerado por Prototipagem Rápida – SLS



Figura: 2 - Desenhos 3D com extensão SLDASM, para gerar modelo em PR-SLS

## Apêndice B - Display Quality

Utilizando o browser temos a opção ***Rollback***, que permite a visualização das features aplicada a um modelo complexo bem como alterá-las. Ilustrado na figura 3.

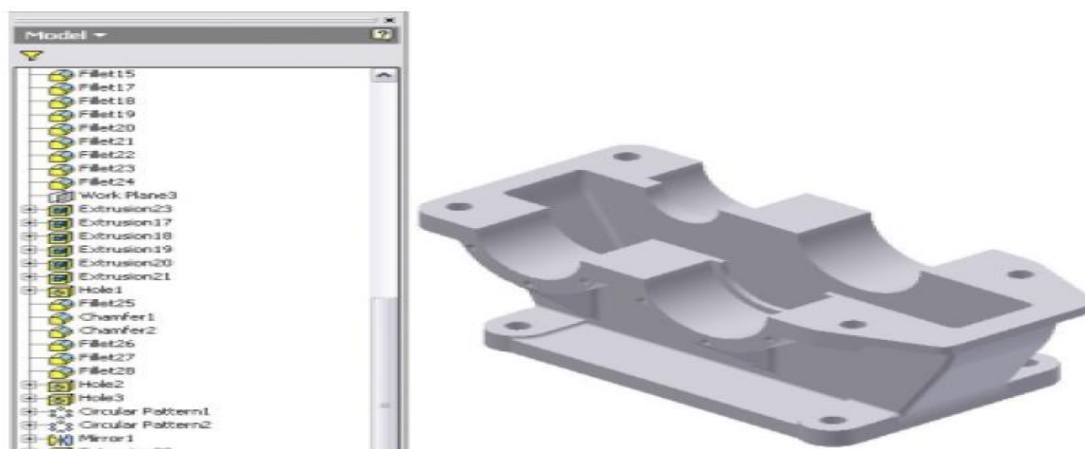


Figura: 3 - DisplayQuality

Define a exposição do modelo, utilizado em peças grandes ou muito complexas. Por exemplo, se você utilizar a opção (*Smooth*), irá detalhar a peça mais rápida, porém diminuirá a qualidade; utilizando a opção (*Rough*), irá detalhar a peça mais lentamente, porém aumentará a qualidade do modelo.



## Apêndice C - software EdgeCAM

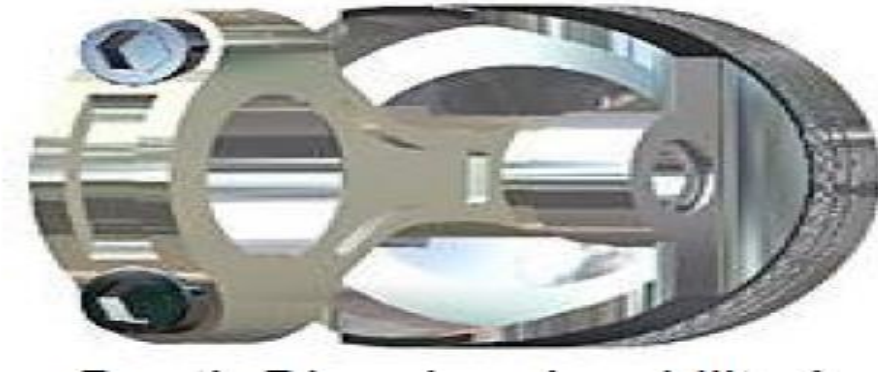


Figura: 4 - software EdgeCAM

O software EdgeCAM é considerado um sistema de CAM completo, pois possui módulos para fresamento e torneamento até cinco eixos, ferramentas acionadas, duas torres, eixos C & Y, eixo B, sub-spindle, eletro-erosão a fio, entre outros. O EdgeCAM possui bibliotecas de usinagens e banco de dados de ferramentas. Faz integração e interface com os principais sistemas de CAD do mercado, tais como: *SolidWorks*, *SolidEdge*, *Pro/E*, *Catia*, *Parasolid*, *Autodesk Inventor*, *ACIS*, etc.

O PowerMill é um sistema de CAM (sistema que converte geometria de um desenho 3D em linguagem G) que foi desenvolvido pela empresa Delcam para programação de fresamento de 2 a 5 eixos, produzindo usinagem de alta qualidade. O PowerMill é compatível a outros sistemas CAD, convertendo arquivos IGES, VDA, STL ou de outras extensões de interfaces diretas.

Este software aplica-se em empresas que necessitam de fresamento com dois ou mais eixos, nas mais diversas áreas de atuação.

O AutoCAD é disponibilizado em versões para Windows. A partir da versão R14 (lançada em 1997) suporta a expansão da funcionalidade através da adição de módulos específicos para desenho arquitetônico, de mapas, controle de materiais, etc. Outra característica marcante do AutoCAD é o uso de uma linguagem consolidada de scripts, a linguagem AutoLISP (derivado da linguagem LISP) ou uma variação do Visual Basic.

*SolidWorks* desenvolvida pela *SolidWorks* Corporation, adquirida em 1997 pela DassaultSystèmes S.A., utiliza o sistemas operacionais Windows. Lançado em 1993, mostrando-se um forte concorrente do PRO-Engineer, AutoCAD, Inventor e SolidEdge.

Entre planos, a criação de um sólido com a definição de topologia em um esboço 2D ou 3D. Definições de geométricos entre vértices e curvas, no recurso, externos ao esboço e avaliações.

O *SolidWorks* confecciona seus desenhos em perspectiva Isométrica 3D dando origem a formas geométricas no elemento. A partir desse modelo primário, poderemos através da parametrização desenvolver desenhos em vistas VNS, montagem, movimento, simulações, análise e até análise de sustentabilidade.

A parametrização nos auxilia principalmente em projetos complexo, pois basta fazer a modificação no modelo pai, que a mesma irá ocorrer em todos os elementos envolvidos e ou relacionado com o modelo pai. Este recurso é muito utilizado em projeto nas montadoras, para evitar que o projetista ao modificar o projeto esqueça os outros elementos envolvidos no projeto. Este recurso diminui as revisões de projetos, por causa de seus possíveis erros de projetos, montagem e incompatibilidade de peças que apareçam em outras apresentações de projetos com parâmetros diferentes.

Podem também serem relacionados a erros de comunicação que resultam em perdas geométricas da geometria original.

Os problemas de comunicação relacionados à geometria podem ser classificados como: a) perda de geometrias; b) erros dimensionais e de posição; c) perda de suavidade de uma superfície.

Os programas AutoCad mais antigos sempre apresentavam a linha fantasma, que insistimos em apaga-la, mas ela não sumia. Mas somente sumia quando movimentávamos ou dávamos um zoom no desenho.

## Anexo A - Prototipagem Rápida - Hardware e Software

O Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI), está desenvolvendo um hardware visando a impressão 3D empregando biomateriais. Este equipamento foi projeto com base no Fab@Home norte-americano, representado na figura 5. Num futuro próximo esse projeto poderá imprimir modelos biocompatíveis, para serem implantados no corpo do paciente.

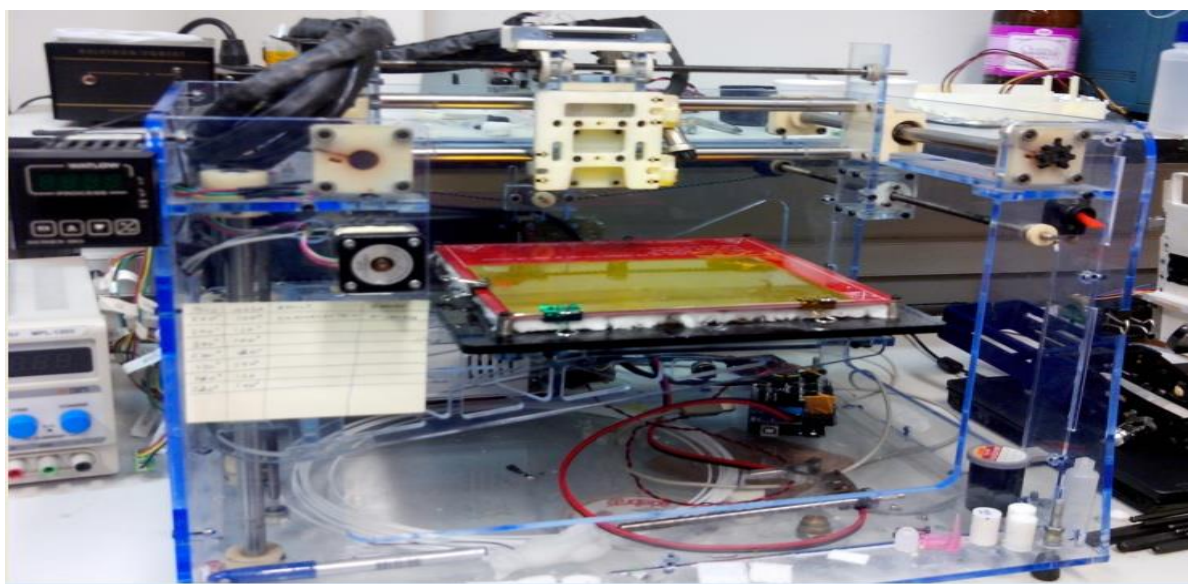


Figura: 5 - Desenvolvimento de hardware. Equipamento de PR em construção. Fonte: (CTI).

## Anexo B - Dispositivos para marcha, aferição e resultados

A leitura de posicionamento da marcha humana está dividida em 5 etapas: contato inicial, resposta à carga, apoio médio, apoio terminal e pré-balanço, que são representado na figura 6.

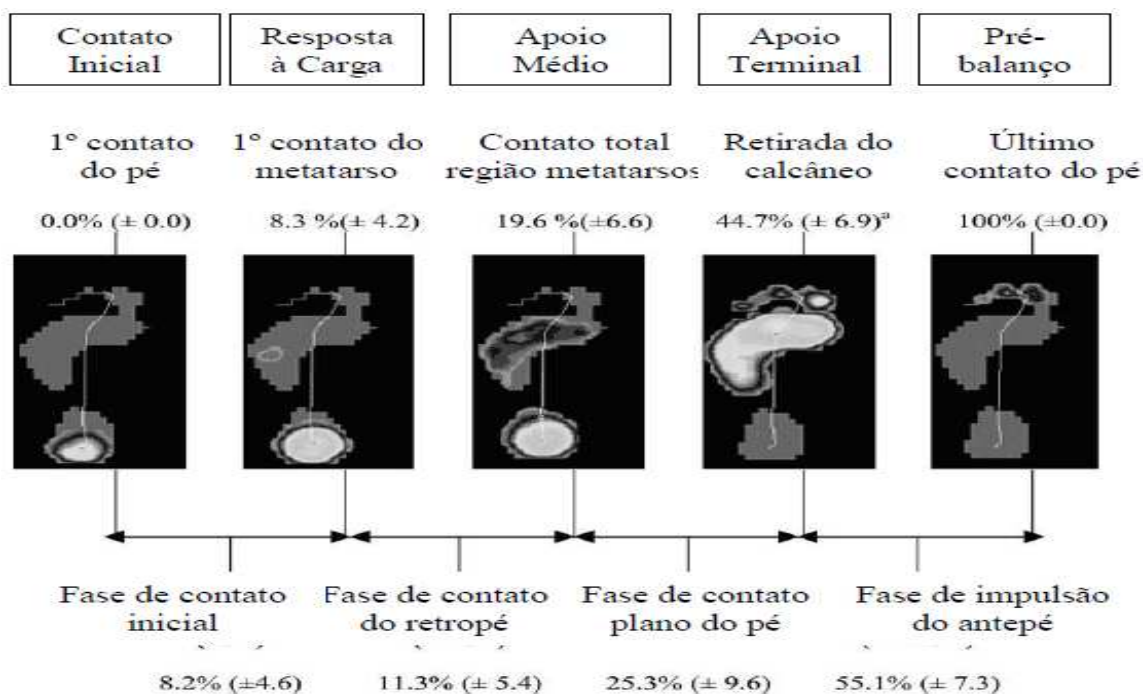


Figura: 6 - Tempo médio dos eventos relacionados à sequência da distribuição das cargas e das fases relativas ao contato do pé com o chão (0.220\_0.019 m/s) (Adaptado de DeCockatal, 2004).

## Anexo C - Ângulos da Marcha Humana

Passos	Ângulos do Quadril	Ângulos do Joelho	Fases
1	25	0	Início Apoio
2	20	-5	Apoio
3	18	-10	Apoio
4	0	-4	Apoio
5	-5	0	Apoio
6	-20	-15	Apoio
7	-15	-45	Início Balanço
8	-10	-70	Balanço
9	30	30	Balanço
10	25	0	Início Apoio

Tabela 1 : Ângulos da Marcha Humana (OLIVEIRA JUNIOR, 2006).

Conforme a figura 7 são extraídos os principais pontos (valores de pico) dos ângulos da marcha humana das fases de apoio e balanço, e são demonstrados na Tabela 3.1 (OLIVEIRA JUNIOR, 2006).

## Anexo D - Sequência de imagens

Um software flexível para rastreamento de marcadores utilizados na análise do movimento humano, (Pascual J. Figueroa, Neucimar J. Leite, Ricardo ML Métodos Barros). Programas e Computador em Biomedicina, (conforme figura 8).

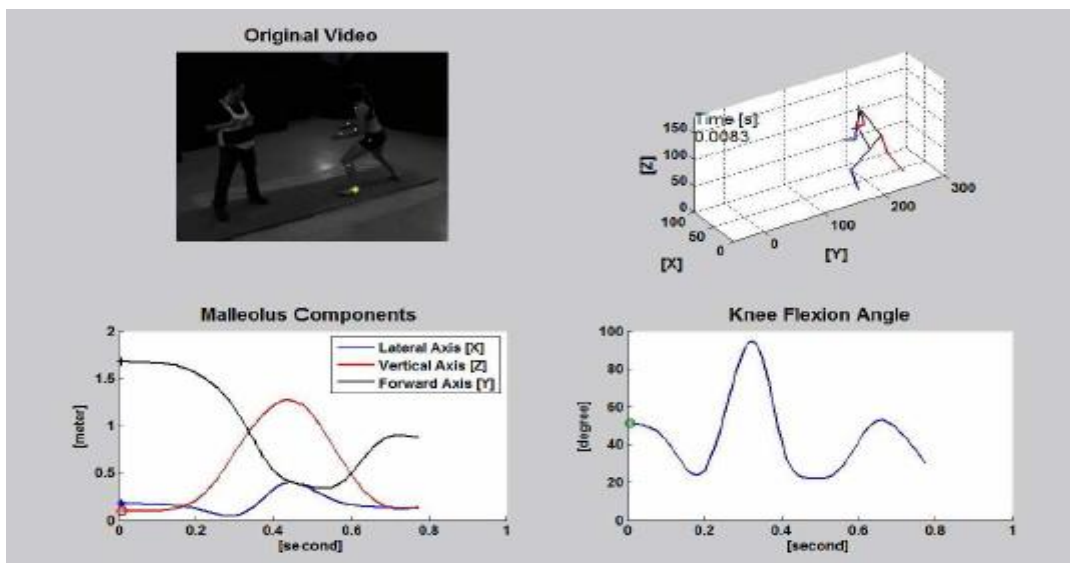


Figura: 7 - Sequência de imagens – quadros (1, .. n: n = total de quadros)