



**ESCOLA DE ENGENHARIA  
FACULDADE DE ARQUITETURA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM DESIGN**

TIAGO FARIA PERIUS

**GERAÇÃO DE DIRETRIZES DE PROJETO COM O USO DO  
*DESIGN FOR X* PARA O DESENVOLVIMENTO DE PRÓTESE DE  
MEMBRO INFERIOR DE BAIXO CUSTO**

Porto Alegre

Maio, 2014



**ESCOLA DE ENGENHARIA  
FACULDADE DE ARQUITETURA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM DESIGN**

TIAGO FARIA PERIUS

**GERAÇÃO DE DIRETRIZES DE PROJETO COM O USO DO  
*DESIGN FOR X* PARA O DESENVOLVIMENTO DE PRÓTESE DE  
MEMBRO INFERIOR DE BAIXO CUSTO**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Design da Universidade Federal do Rio Grande do Sul para a obtenção do Grau de Mestre em Design.

Orientador: Prof. Dr. Fábio Gonçalves Teixeira

Porto Alegre

Maio, 2014

Catálogo na fonte elaborada pela biblioteca da  
Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Faria Perius, Tiago

Geração de diretrizes de projeto com o uso do  
design for x para o desenvolvimento de prótese de  
membro inferior de baixo custo / Tiago Faria Perius.

-- 2014.

174 f.

Orientador: Fábio Gonçalves Teixeira.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal do  
Rio Grande do Sul, Escola de Engenharia, Programa de  
Pós-Graduação em Design, Porto Alegre, BR-RS, 2014.

1. Prótese de membro inferior. 2. Deficiência  
física. 3. Biomecânica. 4. Design de produto. I.  
Gonçalves Teixeira, Fábio, orient. II. Título.

TIAGO FARIA PERIUS

**GERAÇÃO DE DIRETRIZES DE PROJETO COM O USO DO *DESIGN FOR X* PARA O  
DESENVOLVIMENTO DE PRÓTESE DE MEMBRO INFERIOR DE BAIXO CUSTO**

Esta Dissertação foi julgada adequada para obtenção do Título de Mestre em Design, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Design da UFRGS.

Porto Alegre, 30 de Maio de 2014.

---

Prof. Dr. Fábio Gonçalves Teixeira

Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Design da UFRGS

**Banca Examinadora:**

---

Prof. Dr. Fábio Gonçalves Teixeira  
Orientador  
Universidade Federal do Rio Grande do Sul

---

Prof. Dr. Rafael Antonio Comparsi Laranja  
PROMEC - Universidade Federal do Rio Grande do Sul

---

Prof. Dr. Régio Pierre da Silva  
PGDESIGN - Universidade Federal do Rio Grande do Sul

---

Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Tânia Luisa Koltermann da Silva  
PGDESIGN - Universidade Federal do Rio Grande do Sul

## **AGRADECIMENTOS**

Acredito que cada etapa vencida tem um valor especial quando na trajetória tivemos pessoas amigas, que nos apoiaram e incentivaram neste árduo caminho, porém gratificante. Por isso gostaria de agradecer a todos aqueles que de alguma forma contribuíram para que esta realização fosse possível.

Gostaria de agradecer especialmente ao meu orientador, Professor Fábio Gonçalves Teixeira por acreditar e ter confiança no meu trabalho, contribuindo decisivamente para me orientar sobre que caminhos tomar durante a pesquisa na área de tecnologia assistiva, que ainda é nova para mim.

Aos colegas e professores do curso de mestrado, pelas trocas de ideias e pelos novos conhecimentos que pude adquirir durante a realização das disciplinas.

Ao PGDesign e a UFRGS pela oportunidade de realizar um curso de pós-graduação em design, contribuindo com minha formação e qualificação.

E gostaria muito de agradecer a minha família pelo constante apoio e incentivo. Destes, não posso deixar de citar três pessoas em especial:

Primeiro meu pai, meu grande incentivador, um exemplo que tenho, gostaria muito de dedicar esta nova conquista a ele.

Ao meu irmão Matheus, pela ajuda inestimável na atenção durante algumas revisões do trabalho, juntamente com meu pai.

E a minha companheira de sempre, amiga, paciente, uma verdadeira parceira. Não conseguiria terminar este grande sonho sem ela, me ajudando sempre no trabalho e participando com seu apoio incondicional. Muito obrigado Nívea.

## RESUMO

PERIUS, Tiago Faria. **Geração de Diretrizes de Projeto com o Uso do *Design for X* para o Desenvolvimento de Prótese de Membro Inferior de Baixo Custo.** Porto Alegre, 2014. 174p. Dissertação (Mestrado em Design) Programa de Pós-Graduação em Design, UFRGS, 2014.

A presente pesquisa teve por objetivo a geração de diretrizes de projeto para o desenvolvimento de Próteses de Membros Inferiores, que atendesse as necessidades funcionais dos usuários que resulte na simplificação do objeto. Para isso, investigou-se o usuário, percebendo suas necessidades físicas e psicológicas, com conhecimento de leis federais existentes para o auxílio a esse público. Também, foram examinados a anatomia humana e os procedimentos cirúrgicos para a amputação de membros inferiores, a fim de compreender sua influência na concepção de uma prótese. Outro enfoque da pesquisa foi o estudo da biomecânica para reconhecer os movimentos realizados por uma pessoa sadia durante a deambulação, observando-se as etapas da sua marcha em comparação à marcha de indivíduos amputados que utilizavam próteses. Ainda foram analisados distintos tipos de próteses de membros inferiores e a tecnologia empregada em cada uma de suas partes: sistema de encaixe ao coto, joelho protético e sistema pé-tornozelo. Esses estudos originaram dados empregados na aplicação da metodologia do *Design for X*, para avaliar as próteses atuais em seus aspectos e construção, com o objetivo de gerar diretrizes de projeto para a elaboração de próteses simplificadas. Constatou-se que a aplicação do método originou diretrizes de projeto que poderão ser empregados durante o desenvolvimento de projetos de próteses de membros inferiores, visando à redução de custo do produto.

Palavras Chave: Prótese de Membro Inferior, Deficiência Física, Biomecânica, Design de Produto.

## ABSTRACT

PERIUS, Tiago Faria. **Generation Project Requirements with Use of *Design for X* Development of Lower Limb Prosthesis Low Cost.** Porto Alegre, 2014. 174p. Dissertation (Master of Design) Graduate Program in Design, UFRGS, 2014.

This research aims to generate design requirements for the development of Lower Limb Prosthetics that meet the functional needs of users, leading to a simplification of the object. For this, we investigated the users regarding their physical and psychological needs, with full knowledge of the existence of federal laws in order to help people. Human anatomy and surgical procedures for lower limb amputation were also examined in order to understand their influence on the design of a prosthesis. Another focus of the research was the study of biomechanics to recognize the movements performed by a healthy person when walking, observing the steps of their march comparing them with the march of amputees who used prosthesis. For the simplified development of prosthesis different types of prosthetic legs have been examined, technology has been employed in each of its parts such as fitting the stump prosthetic knee and the ankle-foot system. These studies yielded useful data used in the application of the methodology of Design for X to assess current prosthetic aspects and construction, to achieve design requirements for the development of simplified prosthesis. It was found that the application of the method originated design requirements that may be employed during the development of lower limb prosthesis projects, aiming to reduce product cost.

Keywords: Lower Limb Prosthesis, Physical Disability, Biomechanics, Product Design.

# SUMÁRIO

<b>LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS .....</b>	<b>10</b>
<b>LISTA DE FIGURAS.....</b>	<b>11</b>
<b>LISTA DE TABELAS .....</b>	<b>14</b>
<b>1. INTRODUÇÃO .....</b>	<b>15</b>
1.1 DELIMITAÇÃO DO TEMA .....	19
1.2 PROBLEMA DE PESQUISA .....	20
1.3 HIPÓTESE .....	20
1.4 OBJETIVOS.....	20
1.4.1 OBJETIVO GERAL.....	20
1.4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	20
1.5 JUSTIFICATIVA .....	21
<b>2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA .....</b>	<b>23</b>
2.1.1 DEFICIENTE FÍSICO E A SOCIEDADE .....	24
2.1.2 AMPUTAÇÃO: DOENÇAS E PROBLEMAS .....	28
2.1.3 BIOMECÂNICA DA MARCHA.....	34
2.1.4 MARCHA EM AMPUTADOS.....	43
2.1.5 TIPOS DE PRÓTESE E SUA IMPORTÂNCIA .....	48
2.1.6 SISTEMA DE ENCAIXE AO COTO .....	51
2.1.7 TIPOS DE ENFAIXAMENTO NO COTO .....	57
2.1.8 JOELHO PROTÉTICO .....	59
2.1.9 SISTEMA PÉ-TORNOZELO .....	65
2.1.10 PRÓTESES MICROCONTROLADAS: CIC E IEC .....	74
2.1.11 AVALIAÇÃO DE PRÓTESES DO MERCADO.....	83
2.1.12 REABILITAÇÃO: PROGRAMAS E PESQUISAS.....	84
2.2.1 A METODOLOGIA NO DESIGN .....	91
2.2.2 O USO DA CRIATIVIDADE NO DESENVOLVIMENTO .....	94
2.2.3 METODOLOGIA DO DESIGN FOR X.....	98

<b>3.</b>	<b>METODOLOGIA DA PESQUISA.....</b>	<b>111</b>
<b>4.</b>	<b>APLICAÇÃO DA METODOLOGIA DE PROJETO.....</b>	<b>124</b>
4.1.1.	PROJETO PARA A INOVAÇÃO .....	125
4.1.2.	PROJETO PARA A SIMPLIFICAÇÃO.....	127
4.1.3.	PROJETO PARA A MODULARIDADE.....	128
4.1.4.	PROJETO PARA A MONTAGEM.....	131
4.1.5.	PROJETO PARA SEGURANÇA.....	131
4.1.6.	PROJETO PARA A ERGONOMIA .....	133
4.1.7.	PROJETO PARA O MEIO AMBIENTE - ECODESIGN.....	134
4.1.8.	PROJETO PARA A MANUTENÇÃO .....	134
4.2	MATRIZ DE CORRELAÇÃO .....	135
<b>5.</b>	<b>GERAÇÃO DE REQUISITOS DE PROJETO .....</b>	<b>146</b>
5.1	REQUISITOS DE PROJETO PARA FIXAÇÃO AO COTO .....	147
5.2	REQUISITOS DE PROJETO PARA O JOELHO PROTÉTICO.....	151
5.3	REQUISITOS DE PROJETO PARA O SISTEMA PÉ-TORNOZELO	154
<b>6.</b>	<b>CONSIDERAÇÕES FINAIS .....</b>	<b>158</b>
6.1	CONCLUSÕES .....	158
6.2	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	160
	<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>162</b>
	<b>ANEXOS.. .....</b>	<b>173</b>
	Anexo A: Prótese Joelho Microprocessado C-Leg Otto Bock .....	173
	Anexo B: Prótese Pé Microprocessado Ossur .....	174

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CAD –	<i>Computer Aided-Design</i>
OMS -	<i>Organização Mundial da Saúde</i>
PNE -	<i>Pessoas com Necessidades Especiais</i>
PCD -	<i>Pessoa com Deficiência</i>
ONU -	<i>Organização das Nações Unidas</i>
TA -	<i>Tecnologia Assistiva</i>
TT -	<i>Transtibiais</i>
TF -	<i>Transfemurais</i>
VS -	<i>Vacuum Suspension – Suspensão por Vácuo</i>
ESAR -	<i>Elastic Energy Storage and Return – Pé com acúmulo e retorno de energia</i>
CF -	<i>Conventional Foot – Pé Convencional</i>
SACH -	<i>Solid Ankle, Cushion Heel – Tornozelo Sólido, Calcanhar com amortecimento</i>
CIC -	<i>Computational Intrinsic Control</i>
IBGE -	<i>Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística</i>
IEC -	<i>Interactive Extrinsic Control</i>
ISO -	<i>International Organization for Standardization</i>
QFD -	<i>Quality Function Deployment – Desdobramento da Função Qualidade</i>
SAC -	<i>Sistema de Atendimento ao Cliente</i>

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Técnicas de amputação para aplicação de próteses .....	30
Figura 2: Programa de Fisioterapia .....	32
Figura 3: Reabilitação soldados americanos.....	33
Figura 4: Análise das fases da marcha humana.....	37
Figura 5: Músculos e tendões que trabalham durante a marcha .....	38
Figura 6: Movimento de impulso do calcanhar na marcha, proposta por Rocker .....	39
Figura 7: Sistema esquelético do pé e articulações.....	40
Figura 8: Etapas do impacto ao solo e propulsão do pé .....	40
Figura 9: Geração de energia do tornozelo e mecanismos da perna na marcha.....	41
Figura 10: Maioria da população tem leve inclinação para frente .....	42
Figura 11: Paciente com amputação Transtibial Unilateral .....	44
Figura 12: Gráfico Peddoti para análise da marcha .....	47
Figura 13: Representação do Gráfico Peddoti durante a marcha .....	47
Figura 14: Imagem da Prótese mais antiga encontrada no mundo, em Cairo no Egito... 48	
Figura 15: Próteses do tipo Convencionais .....	49
Figura 16: Próteses do tipo Modulares .....	49
Figura 17: Comparação entre um sistema biológico e um protético .....	50
Figura 18: Próteses do tipo Canadenses com cinto.....	51
Figura 19: Detalhe da válvula localizada na parte inferior da caneca .....	52
Figura 20: Problemas dermatológicos com o coto.....	53
Figura 21: Válvula de suspensão por Vácuo .....	54
Figura 22: Testes com a válvula de suspensão por Vácuo VS Limb Logic .....	55
Figura 23: Aspecto do coto - uso de sistema de sucção por vácuo .....	56
Figura 24: Aspecto do coto - uso de sistema de suspensão por vácuo.....	56
Figura 25: Técnica de enfaixamento em formato 8 .....	57
Figura 26: Meia elástica para aplicação em cotos .....	58
Figura 27: Joelho microprocessado C-Leg da empresa Otto Bock .....	63
Figura 28: Joelhos microprocessados Rheo Knee e Power Knee da empresa Ossur .....	64
Figura 29: Tipos de pés protéticos .....	66
Figura 30: Mecanismo Sistema pé-tornozelo .....	68
Figura 31: Tipos de pés ESAR .....	69

Figura 32: Primeiro pé microprocessado desenvolvido. Proprio Foot, da empresa Ossur.....	72
Figura 33: Próteses esportivas .....	73
Figura 34: Comparativo sistema nervoso humano e sistema microprocessado das próteses.....	75
Figura 35: Sistema de funcionamento do homem para a marcha e perdas em um amputado .....	76
Figura 36: Sistema de próteses do tipo mioelétricas .....	77
Figura 37: Sistema de funcionamento em próteses do tipo CIC.....	78
Figura 38: Sistema de funcionamento em próteses do tipo IEC .....	79
Figura 39: Detalhe do procedimento cirúrgico TMR em amputações.....	80
Figura 40: Paciente utilizando um protótipo de prótese do tipo IEC.....	81
Figura 41: Comparação entre os sistemas CIC e IEC .....	82
Figura 42: Levantamentos de Pesquisa com amputados sobre a qualidade técnica de profissionais da área médica.....	89
Figura 43: Levantamentos de Pesquisa com amputados sobre a qualidade técnica de profissionais da área médica (Continuação) .....	90
Figura 44: Ciclo do Design no Desenvolvimento de Produtos.....	93
Figura 45: Funcionamento da Criatividade .....	95
Figura 46: Exemplo de Matriz de Correlação .....	97
Figura 47: Relação da qualidade do produto com a satisfação.....	100
Figura 48: Modelo das quatro ações.....	101
Figura 49: Modelos de cadeiras fabricadas no século XVI, contendo muitas partes ....	103
Figura 50: Cadeira de Thonet, composta por apenas 6 peças.....	103
Figura 51: Medidas antropométricas de alguns indivíduos.....	107
Figura 52: Tipos de Biótipos .....	108
Figura 52: Representação dos objetivos da pesquisa para geração das diretrizes de projeto .....	111
Figura 53: Módulos Constituintes de uma prótese de membro inferior.....	115
Figura 54: Sistema de encaixe ao coto.....	115
Figura 55: Sistema de encaixe ao coto, com aplicação de forro interno .....	116
Figura 56: Sistema de travamento dos modelos de joelhos .....	118
Figura 57: Sistema de eixos dos modelos de joelhos .....	118
Figura 58: Sistema pé-tornozelo de próteses de membro inferior.....	120

Figura 59: Prótese modular com partes constituintes semelhantes ao corpo humano...	128
Figura 60: Sistema pé-tornozelo semelhante a função exercida pelo calcanhar e dedos do pé humano.....	129
Figura 61: Encaixe ao coto fixo ao joelho protético, que faz o papel do fêmur.....	129
Figura 62: Joelho fixa-se ao encaixe do coto e ao tubo extensor que desempenha a função da tíbia .....	130
Figura 63: Aplicação do sistema para segurança, proposto por De Madureira.....	132
Figura 64: Aplicação da Metodologia proposta por Moraes e Montalvão para o projeto para Ergonomia.....	133
Figura 65: Aplicação dos 3Rs para o projeto para o Meio Ambiente.....	134

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Frequência de procedimentos de amputação no SUS por causa.....	29
Tabela 2: Tipos de joelhos protéticos passivos .....	60-62
Tabela 3: Tipos de pés convencionais .....	66-67
Tabela 4: Tipos de pés ESAR.....	70-71
Tabela 5: Estratégia do Design for X e as Técnicas para análise de cada item.....	124
Tabela 6: Sistema de fixação ao coto .....	126
Tabela 7: Joelho protético.....	126
Tabela 8: Sistema pé-tornozelo .....	127
Tabela 9: Relação entre as Características Exigidas e as Características da Qualidade	138
Tabela 10: Matriz de Correlação para o sistema de fixação ao coto .....	139
Tabela 11: Matriz de Correlação para o joelho protético .....	142
Tabela 12: Matriz de Correlação para o sistema pé-tornozelo .....	144
Tabela 13: Requisitos de Projeto para o Sistema de fixação ao coto .....	150-151
Tabela 14: Requisitos de Projeto para o Joelho Protético.....	153-154
Tabela 15: Requisitos de Projeto para o sistema Pé-Tornozelo.....	156-157

## 1. INTRODUÇÃO

O Design tem crescido e se inserido no processo de desenvolvimento dos mais diversos tipos de produtos. Sua contribuição em conjunto com a Engenharia para soluções de projeto de artefatos é cada dia maior, com destaque em áreas como: automotiva, eletroeletrônica, mobiliária, entre outras. Para que esses produtos sejam bem sucedidos, o profissional designer precisa ter um plano de design adequado, empregando técnicas metodológicas, destinado a uma configuração formal que contemple os aspectos sensoriais e de percepção dos objetos, em que esteja visível a função do produto e o seu manejo seja intuitivo. As formas devem ser simples, que favoreçam a redução de materiais, sua durabilidade e a facilidade de manutenção, satisfazendo as necessidades do indivíduo e da sociedade (BÜRDEK, 2006).

Porém, alguns tipos de produto carecem de maior atenção, como, por exemplo, os da área de Tecnologia Assistiva (TA), que é destinada ao desenvolvimento de produtos para pessoas com necessidades especiais (BONSIEPE, 2011).

Löbach (2006) chama de *Design Social* aplicações em que o design é orientado para os problemas sociais e tem como meta a melhoria das condições de vida de determinados grupos, como no caso dos produtos de TA, para pessoas com deficiência (PCD).

Para Bonsiepe e Yamada (1982), na década de 1980, o Design de produtos para pessoas com deficiência já estava atrasado em algumas décadas no Brasil quando comparado a áreas mais dinâmicas, como a de aparelhos eletrônicos e mobiliários domésticos. Esse aspecto obsoleto da maioria dos produtos voltados para deficientes disponíveis no mercado manifestava-se na falta de atenção às necessidades psicológicas do usuário, onde produtos assemelhavam-se com “pernas de pau” e não cumpriam a função a que se destinava.

Embora tenham se passado décadas dessa afirmação, no Brasil, ainda faltam pesquisas que busquem melhorar o desenvolvimento desses produtos de Tecnologia Assistiva (BALTHAZAR e HERMINI, 2004). Para Bonsiepe e Yamada, esse quadro existia, e verifica-se que se perpetua de acordo com os autores Balthazar e Hermini (2004) e Boff e Ferreira (2012), em consequência de que:

- esses produtos pertencem a uma área de projeto pouco conhecida no que se refere ao desenho industrial, havendo escassos dados sobre as necessidades dos usuários e poucos estudos ergonômicos para indivíduos com necessidades especiais, sendo necessários projetos intensivos de hora/homens-design para gerar e introduzir inovações para uma deambulação satisfatória para usuários de próteses;
- os usuários desses produtos se conformam facilmente com os objetos existentes e não exercem pressão no mercado para a criação de novas alternativas com melhores soluções, e conseqüentemente, acabam não utilizando com frequência os objetos de Tecnologia Assistiva (BONSIEPE e YAMADA,1982; BALTHAZAR e HERMINI, 2004; BOFF e FERREIRA, 2012).

Ainda que esse tipo de produto continue sem receber a mesma importância de produtos de consumo de massa, a preocupação em evoluir na área de Tecnologia Assistiva, com o propósito de melhorar a qualidade de vida das pessoas com deficiência, tem crescido consideravelmente em âmbito internacional. Novos componentes e sistemas foram projetados, e que, certamente, melhoraram o funcionamento desses produtos (MARTIN; POLLOCK e HETTINGER, 2010).

O interesse em avanços no segmento de produtos protéticos aumentou significativamente em comparação com décadas passadas, havendo ampliação dos financiamentos pelos governos para desenvolver avanços nesta área. No Brasil, o governo federal disponibiliza desde 2011, financiamento de até R\$30.000,00 para aquisição de produtos de TA, tendo destinado verba de até um bilhão de reais por ano para este fim (BRASIL. Ministério da Saúde, 2013).

Nos EUA, esse investimento tem forte relação com a taxa de amputações relacionadas às últimas guerras, tendo como consequência, um número duas vezes maior de pessoas com perda de membros do que há vinte anos. Com isso, uma geração de pessoas está à procura de componentes protéticos que lhes permitam continuar com os seus estilos de vida ativa e alcançar objetivos que tinham antes da perda de um membro (FORTENBERRY, 2010).

A maior busca por aparelhos protéticos está relacionada aos elevados índices de sobreviventes com amputações que voltam dos campos de batalha. Os avanços clínicos conseguidos na área médica nos últimos anos e as melhorias nas propriedades de

proteção das vestimentas dos soldados, que inexistiam nos períodos de guerras anteriores, fizeram aumentar a necessidade por produtos de TA (GOOF *et al.*, 2008).

Nas operações do exército americano no Afeganistão-Iraque, no período de 2003 a 2007, por exemplo, pelo menos 500 soldados sobreviveram devido a esses avanços citados, onde a vestimenta utilizada permitiu proteger os membros vitais, como tronco e cabeça. Destes, aproximadamente 80% foram amputados de um único membro (inferior), cerca de 20% tiveram amputação dupla (membros inferiores), e menos de 1% amputações triplas (membros inferiores e um membro superior) (GOFF *et al.*, 2008).

Devido a estas constatações, a importância em tornar as próteses mais funcionais é ponto focal de centros de pesquisa em universidades e empresas especializadas. Nos EUA e Alemanha, nos últimos quinze anos, foram realizados altos financiamentos na área de próteses, tendo nas empresas alemã Otto Bock e na islandesa Ossur, grande aporte de investimento em pesquisas, onde existem diversos profissionais envolvidos realizando análises de marcha, estudos em fisiologia e biomecânica do movimento.

Os estudos para o desenvolvimento de próteses geram soluções tecnologicamente mais avançadas e que se aproximam da marcha normal de uma pessoa sem amputação, em casos de uso de próteses de membro inferior. Entretanto, devido aos elevados custos de vários anos de pesquisa, o preço final do produto se torna alto, visto que é necessário recuperar todo o investimento realizado nesses projetos. Uma das últimas próteses desenvolvidas nos últimos anos custa em torno de U\$ 125.000,00, o que praticamente inviabiliza sua comercialização em massa (USF Motion Analysis Lab, Florida, 2007).

Esse escasso número de empresas acaba por gerar monopólio, aumentando ainda mais o custo desses produtos, não havendo concorrência para que se reflita em melhores preços para os consumidores. Em 2011, por exemplo, foi julgado pelo tribunal de Nova York caso de monopólio envolvendo estas empresas, porém, por falta de provas, foram inocentadas (BEN JAMES, 2011).

O elevado custo do produto também impede iniciativas de assistência governamental para a aquisição de uma prótese. Além desse monopólio, o número de usuários que embora tenha crescido nos últimos anos não é suficiente a ponto de tornar o produto economicamente mais baixo devido à produção em grande escala. Desta forma, esses usuários acabam tendo de pagar pelo alto investimento em pesquisas (NETTO, 2006).

Assim, este custo que já é considerado alto até mesmo em países como os EUA, torna-se impraticável em países menos desenvolvidos, como o Brasil. Portanto, o

enfoque para solucionar o problema de milhares de pessoas, deve estar além de satisfazer as necessidades funcionais e psíquicas do usuário, mas, também, contemplar as suas condições financeiras (USF Motion Analysis Lab, Florida, 2007).

Visando atender essas pessoas, foi lançado no Brasil, em novembro de 2012, o Programa do Governo Federal – *Plano Viver Sem Limites* –, que tem como objetivo promover a melhoria da qualidade de vida, gerando autonomia e fortalecendo a participação das pessoas com alguma necessidade especial na sociedade, amparando através de financiamentos para acessibilidade, saúde e educação, com auxílios inclusive a moradia.

O alto valor das próteses impossibilita o uso por parte da maioria de amputados da população brasileira e até mesmo mundial, fazendo com que os mesmos não utilizem próteses, uma vez que existem outros produtos de TA que podem auxiliar na locomoção, e o seu custo é consideravelmente mais baixo (ELIAS; MONTEIRO e CHAVES, 2007), como por exemplo, cadeiras de rodas que custam em torno de R\$ 1.500,00 (Casa Ortopédica, 2014). Segundo Caromano (1992) *apud* BRANDÃO *et al.*, (2005), 85% das amputações no mundo são de membros inferiores, e a maioria destes utilizam cadeiras de rodas.

Além disso, constata-se no Brasil, através de pesquisas realizadas que, 51,3% dos deficientes não possui nem mesmo o ensino fundamental completo e que apenas 11,5% são indivíduos com curso superior (GUARINO; CHAMLIAN e MASIERO, 2007). Este dado reforça as estimativas de que 87,5% dos deficientes no Brasil são pessoas que vivem com uma renda familiar menor do que um salário-mínimo (SÁ e RABINOVICH, 2006).

Ainda conforme a Organização Mundial de Saúde (OMS) existe uma forte relação entre pobreza e deficiência, e que 80% das pessoas com deficiência no mundo vivem com baixa renda (ELIAS; MONTEIRO e CHAVES, 2007). Isso mostra que uma amputação para um indivíduo de baixa renda e escolaridade se torna algo preocupante, visto que são pessoas que necessitam basicamente de ter seu estado físico saudáveis para o desempenho de seu trabalho e, conseqüentemente, de seu sustento (BOCCOLINI, 1990).

O emprego de metodologias de projeto pode auxiliar na busca de soluções para o desenvolvimento de produtos (MUNARI, 2008), e possibilita avaliar e analisar dados para a elaboração de requisitos, recomendações e escopos de projeto (MAXIMIANO, 2008), para o desenvolvimento de produto de TA que possam vir a atender as

necessidades funcionais e econômicas para estes indivíduos com necessidades especiais, e que, possuem baixa renda (BALTHAZAR e HERMINI, 2004).

Uma abordagem para o processo de projeto empregada, e que difundiu-se nos últimos anos, conhecida como *Design for X*, foi desenvolvida com o objetivo de melhorar a avaliação dos impactos e decisões de projeto no ciclo de vida de todo o produto. Através de ferramentas de apoio que são aplicadas no início do processo de desenvolvimento de produto, são avaliados alguns pontos, como: necessidades do cliente, processos de manufatura, validação de produto, confiabilidade, meio ambiente e custos (BACK, *et al.*, 2008).

Esta metodologia do *Design dor X* permite analisar um produto nos mais diversos aspectos, possibilitando buscar novas soluções para a fabricação, uso do produto, manutenção, até o seu descarte final (PAHL, *et al.*, 2005), sendo um método eficaz para a geração de requisitos de projeto para os mais diversos produtos (BACK, *et al.*, 2008).

Portanto, esta pesquisa, que é parte de um projeto coordenado pelo grupo Design Virtual da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, na área de Tecnologia Assistiva, busca o estabelecimento de diretrizes de projeto que forneçam informações para o desenvolvimento de próteses de membro inferior, utilizando como metodologia para a geração destas diretrizes, o *Design for X*, visando auxiliar com parâmetros e orientações de projeto para a elaboração desses produtos com custos adequados para a população brasileira que vive com baixa renda, tendo seu custo aproximado ao valor de uma cadeira de rodas, que pode ser um produto substituto das próteses.

## **1.1 DELIMITAÇÃO DO TEMA**

A presente pesquisa estará delimitada na geração de diretrizes de projeto para próteses de membro inferior, visto que, pesquisas mostram que a maior população de indivíduos com amputações tiveram perdas de membro inferior e não superior, e logo, a necessidade pelo desenvolvimento de soluções para este tipo de produto se apresenta como relevante para delimitar a pesquisa.

## **1.2 PROBLEMA DE PESQUISA**

Como estabelecer diretrizes de projeto para o desenvolvimento de próteses de membros inferiores que cumpram com os objetivos funcionais da prótese para a deambulação e atendam as necessidades econômicas dos usuários?

## **1.3 HIPÓTESE**

A utilização da metodologia do *Design for X* potencializa a análise das próteses atuais, permitindo avaliar diversos aspectos do produto, da sua concepção até o descarte final, para que assim, busque-se a sua simplificação para a geração de diretrizes de projeto para o seu uso em futuros desenvolvimentos de próteses de membros inferiores, que visem atender ao baixo custo deste produto.

## **1.4 OBJETIVOS**

### **1.4.1 OBJETIVO GERAL**

Propor diretrizes para o projeto de próteses de membro inferior de forma a atender aspectos funcionais e que simplifiquem o projeto do produto, a partir de uma análise do objeto utilizando método que avalie todo o ciclo de vida, para que assim, gere-se diretrizes que atendam aos requisitos econômicos dos usuários com necessidades especiais, oriundos de traumas e tumores, decorrentes de amputações.

### **1.4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Identificar as necessidades funcionais e psicológicas dos usuários decorrentes de amputações no processo de perda do membro até sua reintegração social com o uso da prótese.

- Compreender princípios da biomecânica para o entendimento da marcha humana, e, desta forma, incorporar estes requisitos no produto para uma deambulação satisfatória.
- Analisar o funcionamento dos modelos e componentes das próteses de membro inferior disponíveis no mercado.
- Pesquisar técnicas de projeto de produto que deem suporte na aplicação do método do *Design for X*, visando à otimização de processos de fabricação e seleção de materiais.

## 1.5 JUSTIFICATIVA

A preocupação por parte da sociedade e do Governo Federal Brasileiro em incluir pessoas com deficiência vem proporcionando a criação de leis e incentivo para que elas tenham uma vida cotidiana normal, que possam trabalhar, praticar esportes, usufruir de lazer e ter a melhor qualidade de vida possível (ALVES; AMOY e PINTO, 2007) e (BRASIL. Ministério da Saúde, 2013).

Entre essas pessoas que necessitam de apoio, estão os indivíduos que sofrem de perda de membros, onde a falta de uma perna, pode significar grandes transtornos, seja em decorrência da perda de mobilidade ou, até mesmo, no aspecto psicológico com o detrimento da autoestima devido à independência perdida, já que atividades rotineiras necessitam de locomoção, o que é um fator de vital importância na existência das pessoas (BOCCOLINI, 1990 e PAIVA, 2004).

Nos últimos anos, pesquisas estão sendo realizadas no mundo inteiro com o objetivo de encontrar meios que recuperem a independência destas pessoas, e um objeto que é alvo de grandes investimentos neste sentido são as próteses, sejam com controle puramente mecânico, com controle por microcontrolador e, mais recentemente, próteses controladas por sistema neural (HRNACK; ELMORE e BRINDLEY, 2009).

Esse contínuo aperfeiçoamento exige grandes investimentos em pesquisas que acarreta, conseqüentemente, em elevados custos de aquisição para os usuários ou entidades governamentais, inibindo o acesso a esses produtos. No último semestre de 2013, no mês de setembro, foram divulgados testes feitos com a primeira prótese de perna controlada pelo cérebro humano, e que custou aproximadamente U\$\$ 8 milhões

de dólares em pesquisa (HARGROVE *et al.*, 2013). O elevado investimento deve-se à necessidade de uma grande rede de especializações para o desenvolvimento, com profissionais como médicos, engenheiros, físicos, fisiologistas, entre outros, que avaliam a anatomia, a biomecânica e os sistemas eletrônicos e mecânicos da prótese. Percebe-se, então, que o custo das próteses não está relacionado diretamente aos materiais ou processos produtivos empregados, mas ao custo de pesquisa para encontrar uma solução satisfatória, que onera o preço final da prótese até mesmo para países desenvolvidos (BALTHAZAR e HERMINI, 2004).

Para a realidade brasileira, as próteses que o Governo Federal financia são aquelas de modelo puramente mecânico, que, embora não tenham o mesmo resultado das próteses microcontroladas, melhoram consideravelmente a qualidade de vida do usuário (PORTAL BRASIL, 2013). Entretanto, mesmo estes modelos, são considerados inviáveis para a maioria da população brasileira, sendo que os modelos mais simples custam em torno de R\$ 10 mil reais, sendo que apenas o joelho protético representa um custo de R\$7.500,00 (ORTOPEDIA ALVES , 2013).

Boccolini (1990), Balthazar e Hermini (2004), ainda afirmam que no Brasil há poucas pesquisas para o desenvolvimento de próteses nacionais e de menor custo. As poucas próteses produzidas são feitas praticamente artesanalmente e sob medida para cada indivíduo, sem padronização e, por consequência, sem escala de fabricação, o que eleva o valor do produto para aquisição por pessoas com deficiência e, até mesmo, por parte do governo para dar auxílio a estas pessoas. Devido ao alto custo das próteses, a assistência dada tem sido basicamente através de entidades assistenciais sem fins lucrativos (BOFF e FERREIRA, 2012).

Neste contexto, a relevância deste trabalho é buscar uma solução para um problema social, e que tem crescido nos últimos anos. O interesse assistencial do Governo Federal para com essas pessoas tem também aumentado, procurando incentivar pesquisas para soluções na área de Tecnologia Assistiva. Entretanto, para que o projeto obtenha sucesso não basta atender apenas os interesses financeiros, é preciso que a prótese tenha funcionalidade adequada.

## 2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Para se aprofundar no tema de próteses e tipos de componentes, em primeiro plano, é necessário entender melhor o usuário: o deficiente físico, a pessoa com deficiência (PCD).

A criação de um produto inovador, que tenha valor percebido pelo cliente, começa, primeiramente, em conhecer profundamente o universo do usuário e visualizar barreiras de utilização e as necessidades e desejos não revelados em pesquisas. É um processo que parte do conhecimento sobre o usuário, para que o resultado volte ao mercado em forma de um produto centrado nas expectativas do ser humano, que faça sentido para as pessoas. A maioria dos indivíduos escolhe o que realmente deseja ou precisa (BROWN, 2010).

De Bes e Kotler (2010) argumentam que se deve, desde o início do projeto, identificar o benefício básico do cliente, relativas ao uso, à qualidade e ao conceito, ou seja:

- Relativas ao uso – Facilidades de operação e configuração;
- Relativas à qualidade – Cuidados com o produto, como aplicação de materiais adequados para determinado produto;
- Relativas ao conceito – Transmitir ao cliente, intuitivamente, as funcionalidades do produto por meio de informações visuais.

Corroborando com esta afirmação, Petroski (2008) sugere que a interação com os clientes deva ser feita de maneira sistematizada e desde o início do projeto, o mais cedo possível, já na etapa de conceitos básicos.

Essas informações justificam a importância em identificar quem é o usuário. A maioria dos produtos, atualmente, não segue essa orientação, sendo desenvolvidos de projetistas para projetistas, e não direcionados aos usuários. O resultado é excesso de recursos, adição excedente de funções, que a maioria dos usuários jamais vai querer usar alguma vez. Portanto, é vital conhecer exatamente o que interessa e tem valor para o usuário (GALLO, 2010).

Portanto, o passo inicial para a elaboração dos requisitos de projeto para próteses de membros inferiores, é conhecer esse usuário, o que sua deficiência impacta em sua vida

e na vida de outras pessoas próximas. É preciso, também, reconhecer as leis sancionadas para esse público e perceber o preconceito que existe sobre elas, a fim de entender melhor a realidade do usuário desse produto, quanto suas questões psicológicas.

### 2.1.1 DEFICIENTE FÍSICO E A SOCIEDADE

A deficiência não é algo recente na humanidade e nem o preconceito que se tem perante uma pessoa com necessidades especiais. Durante séculos, pessoas com deficiência foram tratadas como inválidas, a sociedade considerava-as inúteis e um fardo para a família (RAMALHO e SOUZA, 2006).

Essas discriminações aparecem, inclusive, em trechos do Antigo Testamento, em Levítico 21, 16-24 (Lv 21,18ss), que relatava que indivíduos com deformidades “não poderiam oferecer pão ao seu Deus, não poderiam ser admitidos em sociedade, que não poderiam comer o pão de Deus e jamais se aproximar do véu e do altar”. O deficiente era comparado a um pecador, e a deficiência, para os hebreus, era vista como castigo divino, que demandava sua exclusão da sociedade e sua sobrevivência só podia acontecer longe dos “sábios, justos, retos e bons” (TEIXEIRA e GUIMARÃES, 2005).

Os povos da Roma antiga autorizavam-se os patriarcas a matar seus filhos “defeituosos”, o mesmo que acontecia em Esparta, onde os recém-nascidos eram lançados do alto do Taigeto, penhasco com 2.400 metros de altura. Em algumas civilizações da Ásia, havia diferentes percepções quanto aos deficientes, onde eram considerados espíritos do mal para alguns, ou sábios e venerados para outros (TEIXEIRA e GUIMARÃES, 2005).

Na Idade Média, no período da inquisição, o homem passou a acreditar em poderes sobrenaturais e associava crianças deficientes a “obras do demônio”, sendo estas crianças tratadas como “monstros” (PAIVA, 2004).

Em culturas do Oriente Médio, as pessoas são alijadas como forma de marcar que são diferentes. Membros decepados emitem significados aos outros, como: criminoso, ladrão, traidor, uma pessoa que deve ser marcada para que a sociedade a identifique e a evite, principalmente em lugares públicos (GOFMANN, 1988 *apud* PAIVA, 2004).

Em 1946, a Organização das Nações Unidas (ONU), fundada em 1945, dá o primeiro passo para a eliminação da discriminação e reintegração social de pessoas deficientes através de programas de reabilitação, como o *Bureau of Social Affairs*

(*Serviço de Assuntos Sociais*), em virtude da carência de mão de obra sucedida após a Segunda Guerra Mundial, onde havia um elevado contingente de homens com perdas de membros que retornaram da guerra (TEIXEIRA e GUIMARÃES, 2005). A partir desse evento, surgem e começam a ser formadas organizações com o intuito de reduzir o preconceito e inserir pessoas com deficiência ao convívio da sociedade e aos ambientes de trabalho (BACIL e WATZLAWICK, 2007).

Em 1976, a Organização Mundial da Saúde (OMS) define deficiência como sendo uma perda ou anormalidade de estrutura ou função, que são relativas a todas as alterações do corpo ou da aparência física de um órgão ou de uma função, independentemente de sua causa. O princípio da deficiência significava perturbações ao nível de órgãos (BACIL e WATZLAWICK, 2007).

Em 1981, a ONU declara o Ano Internacional das Pessoas Deficientes, obtendo interessantes resultados com a adoção de seu programa de ação em todo o mundo (BACIL e WATZLAWICK, 2007).

No Brasil, é através da regulamentação da Constituição Federal de 1988, na Lei n.º 9394/96, que as pessoas deficientes têm reconhecido o direito a uma educação de qualidade, com ênfase na inclusão escolar, e, após a constituição de 1988, surgem leis que visam atender as necessidades das pessoas portadoras de deficiência (MOREIRA; MICHELS e COLOSSI, 2006).

A Lei n.º 8.742/93 regulamenta ações de auxílio para habilitação e reabilitação de deficientes, sendo que este benefício é dado para deficientes ou família que comprovem renda inferior a meio salário-mínimo *per capita*. Outra Lei criada é a n.º 1941, que garante ao deficiente a matrícula em escola pública mais próxima de sua residência (ELIAS; MONTEIRO e CHAVES, 2007).

As Leis n.º 10.048 e 10.098, de 2000, estabelecem normas gerais de acessibilidade em ambientes públicos das pessoas com deficiência ou mobilidade reduzida. Essas normas visam: acessibilidade arquitetônica e urbanística; acesso aos meios de transporte; acesso à informação e à comunicação; e a tecnologia assistiva.

Ainda existem leis que garantem cotas em concursos públicos, onde são destinados 20% das vagas oferecidas, e, ainda, outras que reservam 5% de vagas privativas em estacionamento (ALVES; AMOY e PINTO, 2007).

Entretanto, a Lei n.º 8.213, de 2001, talvez seja a mais importante no aspecto da inclusão social do deficiente que estabelece cotas de contratação em empresas privadas com mais de cem funcionários, tendo em empresas com mais de mil funcionários, seu

quadro composto por 5% de empregados com algum tipo de deficiência (RIBEIRO e LIMA, 2010).

Através dessas leis, o Brasil segue normas da ONU para possibilitar inclusão social que dê acesso ao deficiente ao mercado de trabalho, educação, lazer, esporte e demais áreas da sociedade. Porém, não basta serem criadas normas e regulamentos para a inclusão na sociedade, é preciso que a mesma entenda e conviva harmoniosamente com essas pessoas, para que elas não sintam-se tão diferentes (ALVES; AMOY e PINTO, 2007). A cultura da discriminação tende a confundir deficiência com incapacidade, onde empresas passam tarefas simplórias para os deficientes, fazendo muitos deles sentirem-se desmerecidos e procurarem a aposentadoria, ao invés de trabalhar e se reintegrar na sociedade (TEIXEIRA *et al.*, 2005; ELIAS *et al.*, 2007).

Para Clot (2006 *apud* RIBEIRO *et al.*, 2010), quando uma pessoa tem uma deficiência e luta contra e além dela, às vezes, ela torna-se capaz de desenvolver capacidades superiores às capacidades dos sujeitos ditos normais. Essa afirmação corrobora com os estudos de Vigotsky (1931 *apud* RIBEIRO e LIMA, 2010) que dizia que, quando o homem perde certas funções, ele busca novas alternativas, reforçando suas habilidades em outras tarefas, suprimindo, desta forma, sua deficiência. O autor chama esse efeito de supercompensação. Logo, ao ser incentivado em suas potencialidades, a pessoa deficiente sentir-se-á incluída na sociedade, podendo, assim, contribuir através de seu trabalho com o crescimento do país e, por consequência, não se tornar um vitalício dependente de programas sociais da Previdência (BERNARDES *et al.*, 2008; ELIAS *et al.* 2007).

O papel da família nesta reintegração se torna fundamental para a reinserção do deficiente na sociedade. A postura de não tratar seus deficientes de forma diferente ou poupá-los de tarefas devido as suas limitações, ajuda o deficiente a encarar o problema, reduzindo o impacto desta deficiência em sua vida e dando-lhes mais condições de lidar com as dificuldades impostas no mundo (RIBEIRO e LIMA, 2010).

Deficientes, ao serem tratados como iguais, têm uma melhor aceitação da deficiência e criam estratégias que lhes permitem desenvolver satisfatoriamente suas atividades, suprimindo suas faltas com novas capacidades aprendidas. Os indivíduos que se aperfeiçoam e não limitam-se a nova condição, são aqueles que não julgam-se incapazes (RIBEIRO e LIMA, 2010).

A família sempre foi o principal agente da primeira socialização de uma pessoa, e onde se produzem relações de cuidado mútuo entre os seus membros através da

proteção, do acolhimento, respeito à individualidade e potencialização do outro. Em cada família, existem valores transmitidos de geração em geração, envolvendo afeto e identidade.

Essa vinculação afetiva começa antes mesmo das crianças nascerem, quando os pais tendem a criar expectativas e vislumbrar um futuro a seu filho melhor do que o seu. Porém, quando há um diagnóstico de que seu filho será deficiente, gera-se imediatamente uma crise na família.

A chegada de uma pessoa com deficiência altera a dinâmica familiar, fazendo todos os membros da família serem afetados de alguma maneira, e, inclusive, tendo suas vidas modificadas no convívio com os deficientes.

A primeira reação da família é o sentimento de luto, devido à idealizada projeção feita pelos pais não se concretizar. Os mesmos sentem-se envergonhados, sofrem declínio na sua autoestima, acompanhado geralmente de um sentimento de culpa. Além disso, a chegada desse novo cenário traz dúvidas aos pais em relação as suas capacidades de agir perante a nova situação, produzir algo bom, aceitar o filho. Isso muda radicalmente o curso de vida da família, seja na sua organização, rotinas, sonhos, projetos e lazer (SÁ e RABINOVICH, 2006).

Entretanto, para a pessoa com deficiência (PCD), que teve uma perda de um membro, os problemas psicológicos são maiores do que de uma pessoa que já nasceu com a deficiência (RIBEIRO e LIMA, 2010).

Estudos realizados entre a população de amputados demonstraram que o stress emocional é maior no período de seis a 24 meses após a ocorrência, em que os mesmos estão mais vulneráveis e correndo risco de suicídio. Ainda conforme estes dados, pacientes que tinham perdido membros superiores, como resultado de um trauma ou tumor, apresentaram maior vulnerabilidade emocional do que os que tiveram amputações dos membros inferiores. Essa perturbação emocional é menos prevalente naqueles com mais de 60 anos de idade (PRICE e FISHER, 2007).

Fatores como a deambulação, a aparência e a dor podem todos ser afetados pela perda de um membro. As fases que uma pessoa passa depois de uma amputação variam do choque para o reconhecimento, e finalmente, o ajustamento. Os fatores que influenciam após essa ocorrência são mudanças econômicas ou falta de apoio psicossocial (HORNE e NEIL, 2009).

Muitos relatam sofrerem um "golpe triplo" com a amputação, que são:

- Perda da função;
- Perda de sensação;
- Perda ou mudança da imagem do corpo (HORNE e NEIL, 2009).

Portanto, é importante que pessoas próximas entendam estas dificuldades e problemas que passa uma pessoa com perda de membro, para que, desta forma, acolha e auxilie este indivíduo durante todo o processo de readequação e retomada da vida após uma amputação (RIBEIRO e LIMA, 2010).

### **2.1.2 AMPUTAÇÃO: DOENÇAS E PROBLEMAS**

Um membro pode ser amputado por diversos motivos, mas a maior incidência é decorrente de complicações com as doenças crônico-degenerativas que afetam em maior número, indivíduos na faixa de 50 a 75 anos. Das amputações realizadas no Brasil em 2011 pelo Sistema de Saúde Brasileiro (SUS), 94% foram de membros inferiores, e sua maioria relacionada a estas enfermidades (BRASIL. Ministério da Saúde, 2011). Destas doenças crônico-degenerativas, estima-se que 80% das amputações no mundo sejam em pacientes com doença vascular periférica e/ou diabete (LUCCIA e SILVA, 2003), e que, aproximadamente 75% deste número, correspondem ao sexo masculino, devido à falta de cuidado com a saúde que o homem apresenta em relação à mulher (PASTRE, 2005). Existem ainda amputações por causas traumáticas, em que prevalecem acidentes de trânsito e ferimentos por arma de fogo (CARVALHO, 2003). Destas ocorrências, 86,9% são indivíduos adultos jovens do sexo masculino (TEIXEIRA *et al.* 2006).

O número total de amputações no Brasil em 2011 pelo SUS foi de 49.165 pessoas, sendo 46.215 indivíduos com amputação de membros inferiores (BRASIL. Ministério da Saúde, 2011).

A tabela 1 apresenta estas amputações, classificadas de acordo com as suas causas, e as correspondentes quantidades e percentual.

Tabela 1 – Frequência de procedimentos de amputação no SUS por causa – SIHSUS, 2011

	<b>Causas</b>	<b>Frequência</b>	<b>%</b>
1	Causas externas	16.294	33,1%
2	Algumas doenças infecciosas e parasitárias	8.808	17,9%
3	Doenças do aparelho circulatório	7.905	16,1%
4	Diabetes	6.672	13,6%
5	Gangrena (não classificada em outra parte)	5.136	10,4%
6	Doenças do sistema osteomuscular e do tecido conjuntivo	2.961	6,0%
7	Neoplasias	957	1,9%
8	Doenças da pele e do tecido subcutâneo	230	0,5%
9	Malformações congênicas, deformidades e anomalias cromossômicas	202	0,4%
	<b>Total</b>	<b>49.165</b>	<b>100%</b>

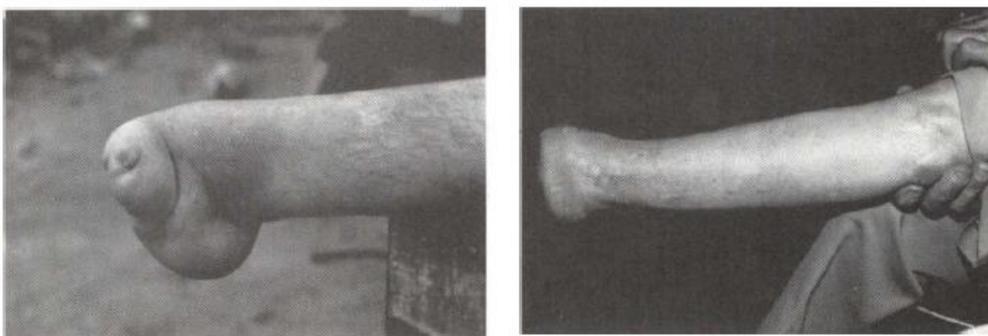
FONTE: SIHSUS. 2011.

Outro dado importante quanto às amputações é que, segundo Caromano (1992 *apud* BRANDÃO *et al.*, 2005), 85% das amputações no mundo são de membros inferiores. Destas amputações, um grande número de pacientes amputados está relacionado a doenças infecciosas e parasitárias, como visto na tabela acima. A hanseníase apresenta-se com grande incidência nesta classificação, trata-se de uma doença infecciosa e contagiosa causada por um bacilo denominado *Mycobacterium leprae*, um parasita intracelular que apresenta afinidade por células cutâneas e por células dos nervos periféricos (RAYEGANI *et al.*, 2010).

A figura 1 mostra uma amputação de paciente com hanseníase, onde foi utilizada a técnica de Boyd para que o membro residual tenha condições de receber uma prótese para uma deambulação adequada. Esta técnica preserva o calcâneo, propiciando assim um coto com comprimento final mais próximo do pé sem amputação, melhorando deste modo, a simetria da marcha, devido ao melhor nivelamento de altura entre os membros inferiores do paciente (BELANGERO *et al.*, 2001).

A amputação é uma cirurgia reconstrutiva que elimina a parte lesionada e que deve ser realizada de forma que permita ao paciente utilizar uma prótese futuramente (RAYEGANI *et al.*, 2010).

*Figura 1: Técnicas de amputação para aplicação de próteses.*



*FONTE: (RAYEGANI et al., 2010).*

As amputações começaram a ser realizadas com maior profundidade a partir dos estudos da fisiologia do corpo humano que, no século XVIII, na Europa, tiveram início através da realização de dissecação de corpos humanos, o que não acontecia anteriormente devido a tabus. Povos antigos acreditavam ser um sacrilégio abrir o corpo humano, como se, ao fazer isto, estivesse “retirando a alma do corpo” (PAIVA, 2004).

Essa fase representou diversos avanços na medicina (PAIVA, 2004) e, após isso, o homem procurou remediar os males físicos dos indivíduos, não devendo mais simplesmente esperar a morte e sim procurar salvar a vida. Isto representou avanços em processos cirúrgicos, a partir de amputações em membros condenados quando necessário (BOCCOLINI, 1990).

Entretanto, é apenas no último século que estes procedimentos cirúrgicos evoluíram, e começou-se a avaliar o procedimento médico juntamente com uma equipe de reabilitação, com a finalidade de melhorar a adaptação do paciente na posterior aplicação da prótese (BRANDÃO, 2005). Atualmente, se tem como padrão cirúrgico formar uma espécie de cone na forma do membro residual (coto) e, além disso, deve-se eliminar qualquer possibilidade de espículas, que são pontas de ossos. Estes cuidados são vitais para a adaptação do paciente à prótese (BOCCOLINI, 1990).

Outro importante aspecto a ser considerado é a formação de edemas após a amputação, que podem impossibilitar o paciente de utilizar próteses no período de dois a três meses em que o mesmo apresenta inchaço (CACHOEIRA e FERÃO, 2003).

Diversos são os cuidados para uma amputação satisfatória, como diversos são os problemas que se apresentam ao paciente após a mesma, além de ele ter de superar barreiras físicas e emocionais (BARAÚNA et al. 2005). É comum relatos de amputados que se queixam da “dor fantasma”, dor neurológica relativa a um membro amputado, no

período de dois a seis meses depois de retirado o membro. Essa “dor” tende a se estender em pacientes que não aceitam a amputação, podendo se tornar um problema para elas pelo resto da vida (SMELTZER e BARE, 2004 *apud* PAIVA, 2004 e BOCCOLINI, 1990). Jensen *et al.*, (2006) relatam que a ocorrência de “dor fantasma” durante os primeiros seis meses de amputação é de cerca de 59% nos pacientes. Em outro estudo, foi constatado que, nas primeiras semanas ou meses após a amputação, a prevalência dessa dor é elevada em torno de 85%. Porém, apenas 15% normalmente relatam a sensação da “dor fantasma” de maneira persistente (STEVENS e CARSON, 2007). Além dessa dor, são relatadas por pacientes com amputações outras dores no corpo, como por exemplo, dores nas costas, oriundas da dificuldade de locomoção, seja utilizando próteses, ou órteses, como bengalas. Em uma pesquisa que acompanhou veteranos de guerra americanos durante algumas semanas, foi verificado que a dor lombar possuía o maior número de queixas entre os pesquisados: 53% apresentavam algum tipo de problema de coluna. A dor nas costas tem sido relatada em 71% dos amputados nos Estados Unidos (RAYEGANI *et al.* 2010).

Muitos desses problemas encontram-se no material protético que é ofertado aos usuários. Além das dores nas costas anteriormente mencionadas, os pacientes alegam que não querem mais utilizar as próteses, porque sentem-se incomodados em usá-las devido à presença de dor no membro residual, ao peso da prótese, e à necessidade de reparação (RAYEGANI *et al.* 2010).

Entretanto, não mais importante do que o avanço de produtos protéticos, o papel que tem a equipe médica na reabilitação dos pacientes é fundamental, seja através de procedimentos adequados na cirurgia, como, também, no acompanhamento futuro no período de recuperação para a reintegração do deficiente físico na sociedade (BOCCOLINI, 1990).

Um procedimento que tem sido muito utilizado, e com bons resultados, é a implementação de uma equipe multidisciplinar, em que diversas áreas de conhecimento se relacionam para obter-se o melhor plano de recuperação do paciente (PAIVA, 2004).

Uma equipe de reabilitação pode ser composta por médicos, fisioterapeutas, protéticos, terapeutas ocupacionais, assistentes sociais, nutricionistas, enfermeiros e psicólogos (BOCCOLINI, 1990). Estes profissionais participam de todo o processo, seja no início, no momento da amputação, acompanhando a adaptação à prótese, através de exercícios estabelecidos por fisioterapeutas, até chegar às dinâmicas de grupos ministradas por psicólogos em clínicas de reabilitação às pessoas com deficiência, que é

uma etapa anterior à retomada da integração social (CARVALHO, 2003 *apud* BARAÚNA, 2005).

Dentre estas etapas, o papel da Fisioterapia é fundamental para o sucesso da adoção da prótese (CACHOEIRA e FERÃO, 2003), em que o profissional prepara atividades de condicionamento geral para o paciente, fazendo exercícios tanto no membro são, quanto no coto. Exercícios como levantar-se de uma cadeira, saltitar em progressão, sentar-se, sentar-se no chão, manter-se de joelho no colchão, rolar no colchão, subir escadas, conseguir levantar-se do chão na posição ereta, usar muletas e caminhar sobre barras paralelas. Este profissional precisa, praticamente, ensinar o amputado a caminhar novamente controlando sua prótese ao deambular, conforme ilustra na figura 2 (PASTRE *et al.*, 2005).

*Figura 2: Programa de Fisioterapia*



*FONTE: <http://www.jornalvicentino.com.br/home/2006/08/24/entrega-de-proteses-e-orteses-e-intensificada/>*

Nessa fase, é importante que o fisioterapeuta fique atento ao paciente para que ele não tenha quedas, e, assim, se desmotive a aprender. A sociedade em que vivemos não admite erros, seja na escola, no esporte, e até mesmo em casa. Isso tudo faz com que o deficiente não aceite o seu erro e tenha grandes dificuldades no início da utilização da prótese, pois, ao não conseguir desempenhar uma função, repassa esta limitação à sua nova condição, esquecendo-se que um homem com todos os membros também pode tropeçar e cair ao chão (BOCCOLINI, 1990).

Quedas entre os idosos sem amputações ocorrem em torno de 30% a 40%. E, em pesquisa realizada com um grupo de amputados que relataram o uso de próteses diariamente, a média de quedas ficou em 62,8% (STEVENS e CARSON, 2007).

A atenção dada durante todo o processo de readequação após a amputação é fundamental para a recuperação do paciente (PAIVA, 2004). Esta conclusão levou os Estados Unidos (EUA) a desenvolver centros de referência especializados para atendimento e reabilitação de pessoas com amputações. Esses centros foram criados após o início das guerras que sucederam 11 de Setembro, no Afeganistão e Iraque. Um exemplo de reabilitação neste centro é o relato sobre um soldado de 22 anos que teve amputações nas duas pernas e em um braço, que cumpriu um rigoroso programa que tinham metas em curto prazo, como a deambulação (caminhar), até metas em longo prazo, como a reabilitação profissional, conforme mostra a figura 3 (GOFF *et al.*, 2008).

*Figura 3: Reabilitação soldados americanos.*



*FONTE: (HRNACK; ELMORE e BRINDLEY, 2009).*

A importância destes centros expressa-se através da necessidade de pessoas com amputação para a reabilitação, que após as últimas guerras mencionadas, teve dobrado o número de amputados por ano neste país, havendo, aproximadamente, 185.000 novos casos anuais (HRNACK; ELMORE e BRINDLEY, 2009). Estes centros recebem soldados com graves lesões, como fragmentos de explosões que ficam retidos no corpo dos soldados, defeitos nos tecidos e aplicação de enxertos de pele que dificultam e tornam ainda mais complicada a adequação da prótese ao estado físico desses indivíduos (GOFF *et al.*, 2008).

No Brasil, através do Programa Viver Sem Limites do Governo Federal, lançado em 2011, foram implementadas ações e iniciativas para a melhoria da qualidade de vida da pessoa com deficiência, dando acesso e oportunidades para que as mesmas se desenvolvam e tornem-se ativas na sociedade. Durante o ano de 2014 prevê-se o

investimento de R\$ 7,6 bilhões para o programa, onde se oferecem bolsas de estudo, tanto para jovens quanto para adultos que trabalham, casas adaptadas do programa habitacional também do Governo Federal, financiamentos para aquisição de produtos de TA, financiamentos para adequação de locais para acessibilidade, e até mesmo kits de adaptação (BRASIL. Secretaria de Direitos Humanos, 2013).

Entre os centros especializados para o atendimento de recuperação e reabilitação no Brasil, a Associação de Assistência à Criança com Deficiência (AACD) possui clínicas que atendem pacientes com amputações adquiridas, tanto crianças, como adultos, e, tem o objetivo de auxiliar na adaptação do paciente ao uso da prótese e readaptá-lo a vida social e profissional. Em 2012, foram atendidas pelos centros em todo o país, para o emprego de próteses e futura reintegração social, 6.176 pessoas (AACD. Relatório de Atividades, 2012).

### **2.1.3 BIOMECÂNICA DA MARCHA**

Em 1973, Gerhard Hochmuth *apud* OLIVEIRA (2008) afirmou que “a Biomecânica estudava os movimentos do homem e do animal a partir do ponto de vista das leis mecânicas”, e que “é o movimento mecânico (mudança de lugar de uma parte da massa) do homem e do animal, considerando as propriedades e pressupostos mecânicos do aparato do movimento os quais, por sua vez, dependem funcionalmente das condições biológicas do organismo”.

A Biomecânica é uma disciplina, entre as ciências derivadas das ciências naturais, que se ocupam de análises físicas de sistemas biológicos, conseqüentemente, análises físicas de movimentos do corpo humano. Ela pode ser dividida em duas partes: interna (composta pela fisiologia humana - estudo dos movimentos a partir das funções biológicas, como forças musculares, forças dos tendões, ligamentos, ossos e cartilagem articular) e externa (ocupando-se do estudo das forças cinemáticas, cinéticas e potenciais que influenciam o movimento) (AMADIO *et al.* 2006).

Assim, a biomecânica mostra que um indivíduo ao caminhar não exerce somente forças musculares, o movimento é auxiliado por forças externas que impulsionam os membros inferiores durante a marcha, não ficando a ação do movimento de deambulação restrito ao sistema musculoesquelético. As forças fisiológicas são menores

ao deambular em comparação as essas forças externas que auxiliam no movimento da marcha de uma pessoa (SAAD *et al.*, 1996 e DE SOUZA, 2008).

A Cinemática é parte da mecânica que estuda os movimentos do corpo, relacionadas a estas forças externas envolvidas com o movimento, tanto as causadas por contração muscular, quanto às causadas por movimentos inerciais. As grandezas estudadas são os deslocamentos, a trajetória, a velocidade e a aceleração (SAAD *et al.*, 1996; DELAMARCHE *et al.*, 2006).

Deste modo, a Cinemática estuda todo o movimento de deambulação, desde o contato inicial ao solo, até o fim da passada de uma perna lateralmente a outra. Ao encostar-se o calcanhar no solo, este aplica uma força sobre o mesmo, que devolve a mesma força em sentido oposto. Este fenômeno trata-se da Terceira Lei de Newton, na qual uma força é consequência da interação entre dois corpos, em que toda a força de ação corresponde à reação de igual intensidade, de mesma direção e sentido contrário. Logo, ao caminhar o indivíduo exerce força no impacto do calcanhar ao solo, “empurrando” o chão para trás, e este então, exerce uma força de atrito sobre a pessoa, “empurrando-a” para frente, esta ação impulsiona a perna para exercer o movimento, e essa impulsão é vista como um reservatório de quantidade de movimento, em que, quanto mais ela “enche”, mais é possível aumentar sua quantidade de movimento, e, conseqüentemente, sua velocidade. Esta energia é conhecida como Energia Potencial, que é acumulada por um sólido submetido à ação do peso ou do acúmulo de energia elástica, e esta energia acumulada pode ser utilizada para a geração de movimentos. O resultado desta geração de energia acumulada trata-se da Energia Cinética, que traduz a energia adquirida para o movimento, fazendo uso da Energia Potencial para o deslocamento, sendo a energia resultante para o movimento de passada da perna durante a marcha. Essa energia cinética trabalha em conjunto com a energia potencial durante a marcha, e alguns estudiosos defendem que sua ação economiza de 60 a 70% de energia mecânica para deambular (DELAMARCHE *et al.*, 2006; OKUNO e FRATIN, 2009; TAVARES *et al.*, 2010).

A marcha pode ser dividida em duas fases: a de apoio que constitui de 60 a 65% do ciclo total, e a de balanço com 40 a 45% do ciclo (PRADO, 2002).

A fase de apoio é quando as duas pernas estão sustentadas no chão, amparando o corpo, ela pode ser subdividida em partes: contato inicial de resposta à carga, apoio em uma só perna, apoio terminal com as duas pernas e pré-balanço (KIRKWOOD *et al.*, 2006).

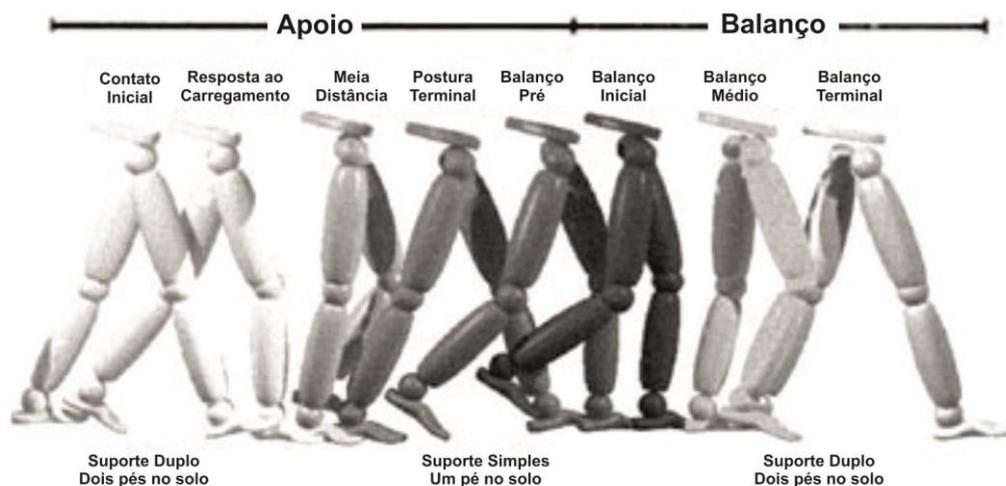
A fase de balanço é quando uma perna passa lateralmente pela outra, para logo após ela fazer a função de apoio. Esta fase também se subdivide: balanço inicial (aceleração), balanço médio e balanço terminal (desaceleração) (OLIVEIRA, 2008).

Leimkueler (2006) divide o ciclo da marcha em oito fases:

- *Contato inicial* - Início da fase de apoio.
- *Resposta ao carregamento* - Corresponde aos 10% iniciais da marcha, duplo apoio inicial. O pé entra em contato pleno com o solo, e é transferido o peso do corpo para o membro de apoio.
- *Meia distância* - Primeira metade do suporte único, 10% a 30% da marcha. Começa quando o pé oposto sai do chão.
- *Postura terminal* - Representa o segundo momento de apoio em um único membro, de 30% a 50% do ciclo da marcha. Começa com a elevação do calcanhar e termina quando o outro pé toca o solo.
- *Balanço pré* - Final do apoio duplo da última fase de apoio que corresponde a 12% da última fase de apoio (50 a 62% do ciclo da marcha). Esta fase começa quando o contato do outro pé no solo termina.
- *Balanço inicial* - Representa um terço da fase de balanço, a partir de 62 a 75% do ciclo da marcha. Começa no momento em que o pé saiu do chão e continua até a flexão máxima do joelho.
- *Balanço médio* - Segundo terço da fase de balanço, a partir de 75% a 85% do ciclo da marcha. Esta fase inicia-se após a flexão máxima do joelho e termina quando a tíbia passa e estende-se totalmente o joelho, em preparação para o próximo contato do pé ao solo.
- *Balanço Terminal* - Fim do ciclo da marcha, com os dois pés encostados ao chão.

A figura 4 representa as fases da marcha, divididas nas etapas de apoio e balanço, tendo subfases dentro destas etapas.

Figura 4: Análise das fases da marcha humana.



FONTE: LEIMKUELER, (2006). Traduzido pelo Autor.

O comprimento do passo é definido desde o contato inicial de um membro no solo até o próximo contato do outro membro também no solo. Um passo é composto pela passagem da perna direita e da esquerda somadas.

Cadência é definida como o número de passos por unidade de tempo, muitas vezes expressa em passos por minuto (LEIMKUELER, 2006).

Durante estas fases de deambulação, a estrutura esquelético-muscular trabalha para locomover a massa corpórea, e algumas articulações e músculos do corpo funcionam durante a marcha (DE SOUZA, 2008). Ao caminhar há um desvio lateral pélvico de até 2 cm, a pelve e o tronco exercem este movimento para centralizar o peso do quadril e sustentar o corpo. A pelve desloca-se também em uma medida máxima no sentido vertical de 5cm, e esta função serve para impedir que o centro de gravidade suba e desça. Ainda durante a marcha, a pelve faz rotações de até 4 graus para frente e para trás (PRADO, 2002). Estes movimentos são possíveis devido à articulação coxo-femural, que é formada pela cabeça do fêmur, que roda dentro do acetábulo formado pelos ossos da bacia (GOMES *et al.*, 2005).

O corpo humano é composto por 206 ossos e 650 músculos. Estes últimos são responsáveis pelo trabalho interno (fisiológico) ao deambular e alguns deles sofrem maior esforço nessa atividade, como o adutor da coxa e das nádegas, e os músculos da panturrilha (NOGUEIRA, 2005). Os músculos vastos, bem como o glúteo máximo, são os principais responsáveis durante a fase de apoio inicial, e os dorsiflexores na fase de apoio final. Estes músculos trabalham juntos, como a maioria que funciona aos pares,

sendo que no momento em que um está estendido, o outro está relaxado (DE SOUZA, 2008).

Os músculos da perna recebem a maior absorção de choque, impactos para controlar o movimento e força para a geração de energia. Após o contato com o solo, os dorsiflexores primários (tibial anterior, extensor longo “hallicus” e extensor longo dos dedos) contraem excentricamente para absorver impactos e proporcionar o controle plantar do pé. Essa função continua até que o pé fique plano ao solo.

No final da resposta da carga, os plantares (sóleo, gastrocnêmio, flexor longo dos dedos, flexor longo “hálux” e fletor longo e curto) contraem-se excentricamente durante a rotação controlada da tíbia sobre o pé antes de contrair concentricamente para impulsionar o membro para frente e iniciar a deambulação. Esta ação concêntrica final fornece energia primária ao tornozelo durante a marcha (HAFNER *et al.*, 2002).

A figura 5 mostra alguns dos principais músculos envolvidos na deambulação, bem como, o estiramento do tendão da sola do pé durante o movimento de propulsão da passada na marcha.

*Figura 5: Músculos e tendões que trabalham durante a marcha*



*Figura 1 – Músculo sóleo.*

FONTE: [http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S1983-51752011000200006&script=sci\\_arttext](http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S1983-51752011000200006&script=sci_arttext)  
[/http://www.naturalstep.com.br/blog/?p=188](http://www.naturalstep.com.br/blog/?p=188)

O maior impacto na marcha ocorre no instante do contato do calcanhar ao solo, em que, após esse período, os músculos flexores plantares da tíbia társica se contraem para acelerar o movimento (NOGUEIRA, 2005). Como mencionado anteriormente, esta função é realizada pelos músculos gastrocnêmios, que, após sua função, relaxam para que os músculos sóleo se contraíam e reduzam a velocidade da tíbia (TAVARES *et al.*,

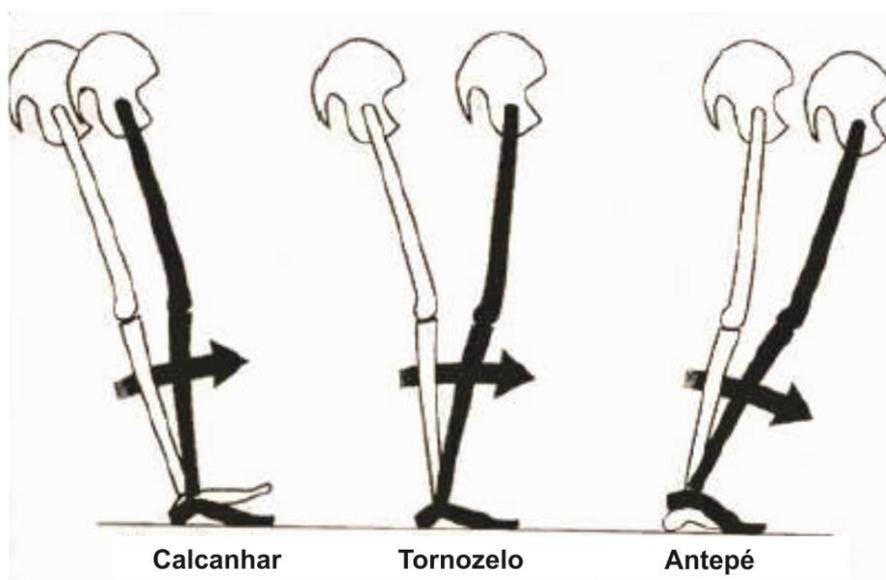
2010). Os dois grupos de músculos primários do tornozelo, plantares e dorsiflexores, regulam o movimento da marcha (HAFNER, *et al.*, 2002).

A geração de energia está associada diretamente à atividade concêntrica dos músculos (LEIMKUELER, 2006). Em avaliações de análise quantitativa da marcha, o tornozelo tem sido apontado como o principal membro inferior em relação a qualquer outra articulação. O complexo músculo-esquelético do pé e tornozelo não só absorve a energia, mas também gera mais energia do que absorve.

A figura 6, abaixo, de J. Perry (1992) mostra os movimentos do calcanhar durante a marcha, representados em três fases:

- Absorção do choque ao impacto no solo;
- Apoio duplo (dois calcanhares no solo);
- Avanço da perna, impulsionada pelo calcanhar.

*Figura 6: Movimento de impulso do calcanhar na marcha, proposta por Rocker.*



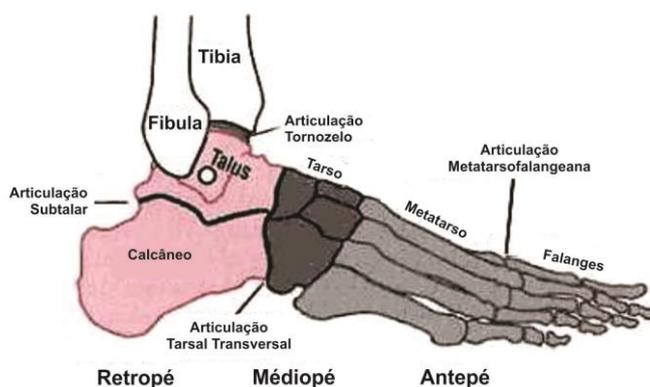
*FONTE: LEINKUELLER (2006). Traduzido pelo Autor.*

Para conseguir desempenhar tal função na deambulação, a articulação do tornozelo necessita de um sistema altamente sofisticado e complexo, composto de: ossos, músculos, tendões e ligamentos (HAFNER *et al.*, 2002). Este sistema do pé-tornozelo possui articulações divididas em:

- Articulação do tornozelo (composto por cúpula do talus, distal da tíbia e fíbula);
- Articulação subtalar;
- Articulação tarsal transversa;
- Articulações meta tarsal falangeal.

A figura 7 ilustra as partes constituintes dos ossos e articulações do pé humano.

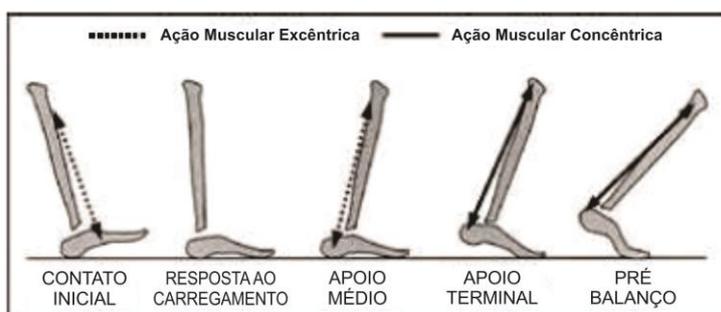
Figura 7: Sistema esquelético do pé e articulações.



FONTE: LEINKUELLER (2006). Traduzido pelo Autor.

Estas articulações permitem que o pé tenha movimentos de alavanca, impulsionando a perna durante a marcha. Os movimentos do pé são normalmente descritos em tornozelo, retropé, mediopé e antepé. Como podem ser vistos na figura 8 (LEIMKUELER, 2006).

Figura 8: Etapas do impacto ao solo e propulsão do pé.

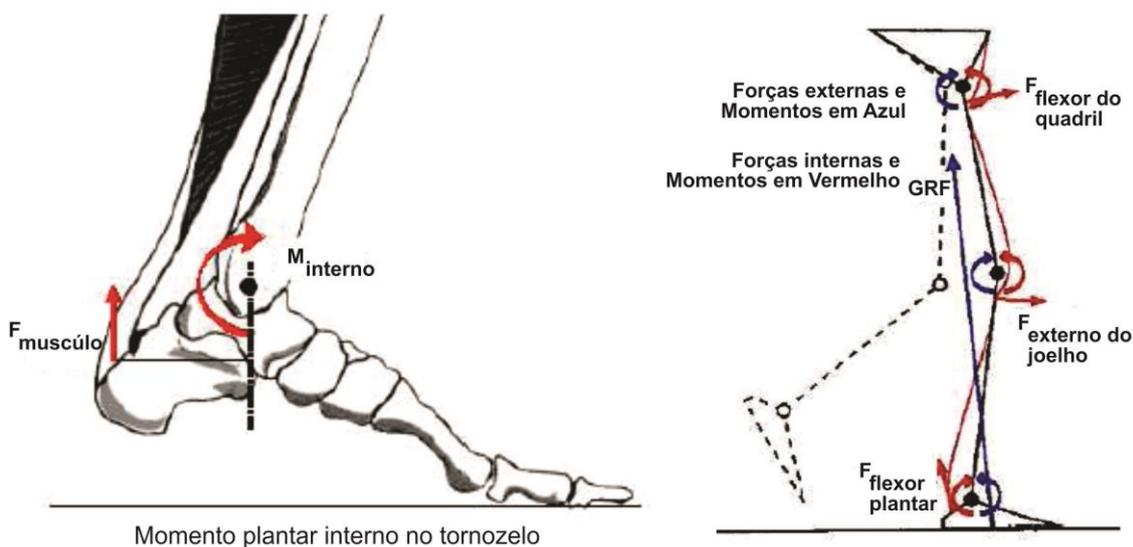


Movimento e ação muscular do complexo pé-tornozelo durante o início da marcha.

FONTE: (HAFNER, et al. 2002). Traduzido pelo Autor.

A figura 9, a seguir, mostra as forças envolvidas no tornozelo e absorção das mesmas ao longo do ciclo da marcha.

Figura 9: Geração de energia do tornozelo e mecanismos da perna na marcha.

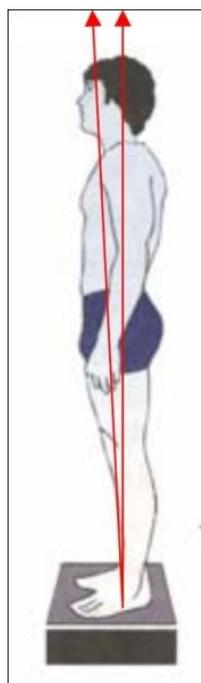


FONTE: (HAFNER, et al. 2002). Traduzido pelo Autor

Os joelhos possuem pouco efeito na transição entre passos, embora este efeito seja útil para aumentar a distância ao solo para a fase de balanço ou oscilação. O joelho, durante a fase de apoio, faz extensão de cerca de 15 graus no final da fase de carga, e uma aproximadamente 5 graus no final da fase média de apoio (DE SOUZA, 2008). A contração dos músculos ao redor do joelho é, primeiramente, excêntrica, que é uma forma mais eficiente de contração e contribui para absorção de choque no impacto ao solo (CORIO; TROIANO e MAGEL, 2010).

Embora o joelho tenha importância menor durante a marcha, ele exerce papel importante na posição ereta, ao sustentar o corpo. Estudos indicam que a maioria da população saudável tende a inclinar-se ligeiramente para frente durante a posição estável (STANCIC; SUPUK e ROGULJ, 2006), o que reforça a importância dos joelhos para manter o equilíbrio do corpo. A figura 10 mostra um desenho representando esta leve inclinação.

Figura 10: Maioria da população tem leve inclinação para frente.



FONTE: (STANCIC *et al.*, 2006)

Os avanços na área da biomecânica vêm sendo obtidos através de testes realizados em laboratórios de pesquisa, com utilização de imagens para análise posterior da marcha, ou ainda, com a utilização de marcadores, através da aplicação de sensores, como acelerômetros e giroscópios, que são fixados junto ao corpo para captar o movimento e transformar esses dados, a partir de softwares, em dados tridimensionais (OLIVEIRA, 2008).

Esses testes biomecânicos iniciaram com Galvani, no final do século XVII, que verificou que os músculos produzem corrente elétrica detectável quando se contraem. Os irmãos Weber, na metade do século XIX, fizeram observações e medidas de parâmetros da cinemática durante a marcha. Borelli, na metade do século XVII, determinou o centro de gravidade do corpo e introduziu conceitos fundamentais em análises de marcha (TAVARES, *et al.*, 2010).

Algumas ferramentas utilizadas para análises biomecânicas são: a *dinamometria*, que estuda a força aplicada para permitir o movimento, medindo a distribuição de pressões plantares na deambulação; a *eletromiografia* que indica os estímulos neurais para o sistema muscular, procurando identificar a atividade dos músculos em cada etapa da marcha, avaliando o esforço muscular e as suas contrações, diretamente pelo

dispêndio de oxigênio e pelo ritmo cardíaco; e a *antropometria*, que permite determinar as características e as propriedades do aparelho locomotor, como as dimensões, formas geométricas dos segmentos corporais, como se distribui a massa corporal, e, ainda, as posições das articulações (MORAES e MONTALVÃO, 2010).

Estas ferramentas auxiliam cientistas a entender cada vez melhor esse complexo sistema composto por diversas peças, que é o nosso sistema locomotor. Os dados obtidos fornecem base importante para o estudo da Biomecânica, mas que ainda devem ser aprimorados por meio de experimentos, utilizando ferramentas para o melhor entendimento desta área de estudo.

#### 2.1.4 MARCHA EM AMPUTADOS

Ao ter um membro amputado, perde-se temporariamente uma condição importante para a realização de nossas atividades, a postura bípede, porém ela pode ser recuperada com o uso de próteses. Prótese vem do grego *pros*, que significa *em lugar de*, e *tithemi*, que denota *colocar*. Isto é, “para colocar em lugar de”. Boccolini (1990) diz que é toda a peça ou aparelho destinado a substituir parte do corpo que foi perdida.

O uso de próteses altera a maneira como a pessoa caminha e, embora os componentes protéticos possam substituir parte da funcionalidade do membro amputado, eles não conseguem replicar integralmente a atividade da musculatura perdida, aumentando o esforço físico para a deambulação (SILVER-THORN e GLAISTER, 2009).

Desta forma, pessoas com amputação transtibial unilateral, por exemplo, geralmente necessitam de mais energia metabólica, precisando entre 20% e 30% a mais de energia para andar nas mesmas velocidades que as pessoas sem amputações. Elas superam este déficit de energia forçando seus músculos isquiotibiais para estender o quadril precocemente durante a fase de balanço, o que gera uma atividade muscular intensa, criando flexão excessiva sobre o joelho, que deve ser controlada e neutralizada pela contração maior do músculo extensor do joelho (GRABOWSKI; RIFKIN e KRAM, 2010).

A figura 11, a seguir, apresenta paciente com amputação transtibial unilateral.

Figura 11: Paciente com amputação Transtibial Unilateral. Adaptado pelo Autor



FONTE: <http://www.shreejiortho.com/prosthesis/lower-limb-prostheses/below-knee-prostheses/>

Amputados transfemorais (TF) tem o padrão de caminhada caracterizada por uma marcha assimétrica, visto que estes pacientes prolongam a duração da fase de apoio no lado são (perna não amputada), enquanto que o tempo da fase de apoio no lado da prótese é semelhante ao tempo que um indivíduo sem amputação normalmente precisa para executar a marcha. Com o uso de prótese, a duração da fase de apoio é aumentada em média 6% sobre o lado são, em comparação com indivíduos não amputados. Este tempo maior deve-se porque estes dependem consideravelmente da sua perna natural para manter o equilíbrio e estabilidade durante a caminhada (PETERSEN; COMINS e ALKJAER, 2010).

A perda dos membros inferiores faz o amputado mudar o movimento da sua pélvis em direção ao lado de sustentação do peso para manter a estabilidade em fases de balanço durante a caminhada. Esta mudança pélvica é maior para indivíduos com amputações TF, visto que eles não possuem a articulação que um joelho normal oferece. (CORIO; TROIANO e MAGEL, 2010). Logo, utilizam-se do mecanismo de extensão do quadril para conseguir uma estabilidade voluntária do joelho da prótese, pois durante a fase de balanço, o início da etapa requer a flexão do joelho, que é geralmente conseguida pelo amputado através da ativação dos flexores do quadril (SILVERTHORN e GLAISTER, 2009).

De acordo com McIntosh *et.al.* (2007), a utilização de uma prótese causa instabilidade no momento de apoio durante a caminhada, o que faz o usuário mudar o seu centro de massa para frente ao deambular com seu membro protético (MARTIN; POLLOCK e HETTINGER, 2010). Este procedimento aumenta o gasto metabólico, sendo agravado drasticamente em amputados bilaterais, que tem seu gasto de energia

estimado em pelo menos 100% a mais do que uma pessoa que não foi amputada (GOFF *et al.*, 2008).

O gasto energético é mensurado através do stress fisiológico exercido pelo corpo para executar a tarefa de andar, envolvendo cálculo da quantidade de oxigênio consumido e o dióxido de carbono produzido pelo corpo (LEIMKUELER, 2006).

O armazenamento de energia mais eficaz do calcanhar e com retorno de energia elástica do tornozelo, presumivelmente, reduz o trabalho realizado pelos músculos da perna durante a transição de passos, o que reduz o gasto metabólico da caminhada. (GRABOWSKI; RIFKIN e KRAM, 2010). O emprego desta energia nas próteses, tem se mostrado uma das grandes barreiras para a replicação da marcha de forma mais natural em membros protéticos (HAFNER, *et al.*, 2002).

Mesmo com os avanços nas funcionalidades das próteses, que melhoraram a marcha em amputados, indivíduos com perda de membros inferiores gastam maiores quantidades de energia durante a marcha (CORIO; TROIANO e MAGEL, 2010). Até 76% dos pacientes relatam que evitam muitas atividades com a prótese, justamente devido a este gasto metabólico acentuado, o que os faz cansar mais rapidamente, mesmo durante pequenas caminhadas. Este quadro pode levar a um ciclo debilitante, sugerido por Miller e Deathe (2006), em que há deterioração no músculo, na força de resistência, flexibilidade e perdas de coordenação, que contribuem para um maior desgaste físico e dificuldades para manter o equilíbrio no uso das próteses (STEVENS e CARSON, 2007).

Entretanto, Petersen, Comins e Alkjær (2010) acreditam que o treino de marcha intensiva é capaz de dar a um amputado maior marcha simétrica e deambulação mais aproximada do normal, sem a necessidade de introdução de joelhos protéticos avançados.

Após exercícios de estabilização da coluna vertebral, testes apontaram melhorias nos parâmetros da marcha, incluindo comprimento do passo do lado amputado e do lado são, tendo aumentado o comprimento da passada e a velocidade da marcha. O treinamento de estabilização da coluna pode ser eficaz na melhoria de parâmetros espaciais e temporais da marcha, como parte de um programa de reabilitação global em indivíduos com perda de membros inferiores, por meio do fortalecimento dos músculos do núcleo do tronco, principalmente o abdômen (PETERSEN; COMINS e ALKJAER, 2010).

A coordenação de contração muscular em torno da coluna vertebral ajuda a suportar e estabilizar o tronco durante uma inesperada ou súbita carga. Macfarlane *et al.* (2005) tem mostrado que o custo da energia é diretamente relacionado com a mecânica da marcha, de modo que a alteração, para corrigir qualquer perda na deambulação normal ou na estabilidade, provoca maior gasto energético.

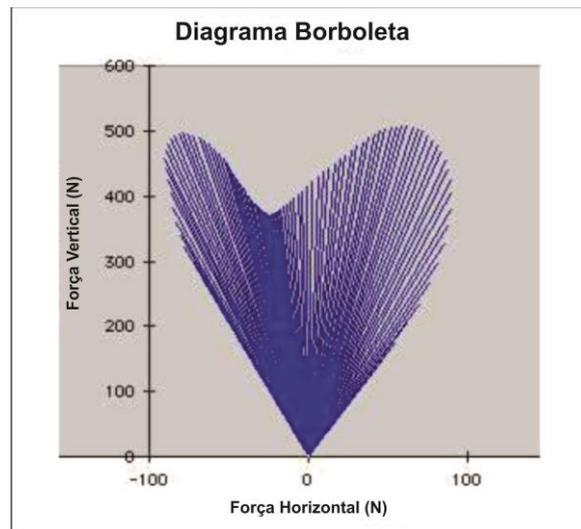
O uso do Diagrama Peddoti, diagrama de vetor que representa a projeção da força de reação do solo em plano sagital (XZ), com a sua magnitude, inclinação e ponto de aplicação (centro de pressão), pode auxiliar no treinamento da deambulação com a prótese, ao demonstrar ao paciente amputado correções que o mesmo deve fazer ao analisar sua marcha no gráfico e comparando ao gráfico de uma pessoa sem amputação (STANCIC; SUPUK e ROGULJ, 2006).

O uso deste diagrama baseia-se na aplicação de sensores localizados na sola do pé em pessoas sem amputações, onde ao exercer-se pressão do calcanhar e posteriormente dos dedos do pé sobre o solo, geram-se gráficos que representam os picos de pressão durante a deambulação. Uma marcha considerada satisfatória, com boa simetria entre passos, deve seguir um desenho no gráfico que assemelha-se a uma borboleta. Esta técnica de avaliação foi proposta pelos pesquisadores Stancic, Supuk e Rogulj (2006) em pacientes que utilizavam prótese, onde aplicaram estes sensores nas próteses para que os mesmos pudessem visualizar sua marcha em tempo real, para que pudessem corrigi-la, evitando ter uma marcha assimétrica, o que prejudica a coluna e os músculos das costas.

Com a aplicação deste método, pacientes têm conseguido melhorar a sua marcha após serem corrigidos, conseguindo ajustar a simetria da sua marcha em aproximadamente quatro minutos depois de receberem o *feedback* (STANCIC; SUPUK e ROGULJ, 2006).

A figura 12 apresenta o gráfico Peddoti para análise da marcha, que ilustra uma marcha simétrica obtida por um indivíduo sem amputação. Este gráfico forma um desenho similar ao formato de uma borboleta, por isso, muitos o chamam de diagrama borboleta.

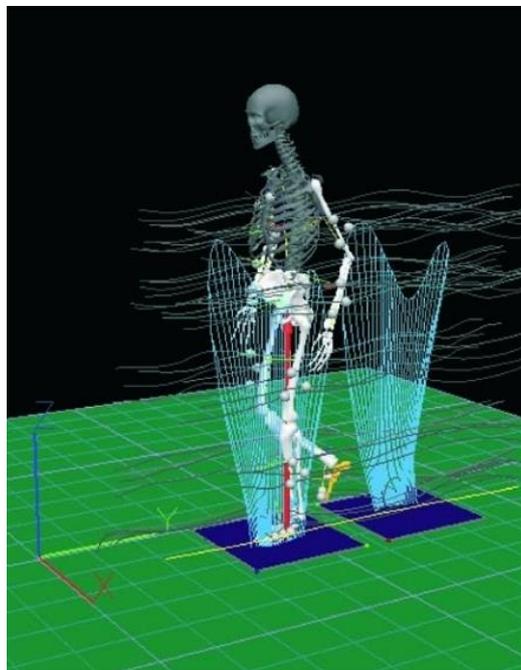
Figura 12: Gráfico Peddoti para análise da marcha



FONTE: [www.soe.uoguelph.ca/wefiles/mleuniss/Biomechanics/biomechanics\\_page\\_2.htm](http://www.soe.uoguelph.ca/wefiles/mleuniss/Biomechanics/biomechanics_page_2.htm)  
Traduzido pelo Autor.

A figura 13 mostra a geração de gráficos durante a marcha.

Figura 13: Representação do Gráfico Peddoti durante a marcha



FONTE: <http://saudeweb.com.br/voce-informa/carci-promove-1-treino-pratico-de-marcha-e-biomecanica/>

### 2.1.5 TIPOS DE PRÓTESE E SUA IMPORTÂNCIA

O deficiente, inicialmente, tem grande resistência ao uso de próteses, por não achar natural, sendo para alguns um corpo estranho que está fundido ao seu (PAIVA, 2004). Estudos mais recentes mostram que muitos usuários de próteses não as consideram confortáveis e muitos acabam por deixar de utilizá-las (SEAMAN, 2010). Norman (2001) acredita que, no futuro, seremos híbridos de homem e máquina, prevendo o uso de componentes sofisticados para a correção de problemas que a medicina não consegue resolver. Embora ainda seja um problema, principalmente do ponto de vista estético, o uso de próteses também é considerado, segundo os próprios usuários, fato determinante para a retomada da vida normal, sendo indicado como fator positivo no sucesso em, por exemplo, conseguir um novo emprego (GUARINO; CHAMLIAN e MASIERO, 2007).

As próteses são utilizadas há muitos anos, tendo sido descobertos objetos desse tipo que datam do período do Antigo Egito, próximo ao ano 1070 A.C, conforme mostra a figura 14. Entretanto, as próteses que conhecemos hoje começaram a ser fabricadas no começo do século XX, com a grande necessidade gerada pela Primeira Guerra Mundial. Esses primeiros modelos produzidos são as chamadas próteses convencionais, que possuem uma configuração bastante rústica, sendo fabricadas em resina ou em componentes de plástico ou madeira. São resistentes, porém não sofisticadas, e sua configuração é praticamente um monobloco, o que impossibilita a troca de peças danificadas, além de dificultar bastante os movimentos durante a marcha (BLOHMKE, 1993). O uso desses modelos é praticamente descartado para amputações acima do joelho, visto que seu peso excessivo compromete a deambulação do paciente. Entretanto, no Brasil, ainda eram bastante utilizadas a menos de dez anos atrás por terem menor custo em relação às modulares (GUARINO; CHAMLIAN e MASIERO, 2007).

*Figura 14: Imagem da Prótese mais antiga encontrada no mundo, em Cairo no Egito.*



FONTE: <http://www.alunosonline.com.br/historia/o-dedo-do-cairo.html>

A figura 15 apresenta as próteses do tipo convencionais.

*Figura 15: Próteses do tipo Convencionais*



*FONTE: <http://enfermagemarte.blogspot.com/2010/01/amputacoes-abaixo-do-joelho.html> /*

Devido a esses problemas, foram desenvolvidas, em 1969, as próteses modulares, também conhecidas como próteses endoelásticas. Elas são mais leves por utilizar materiais como titânio, e existem modelos em aço, alumínio ou fibra de vidro (BLOHMKE, 1993). A configuração modular permite substituir peças desgastadas sem necessidade de trocar toda a prótese (BOCCOLINI, 1990). Uma prótese modular é constituída de: sistema pé-tornozelo, encaixe do coto (caneca), sistema de fixação entre o pé-tornozelo e o encaixe do joelho, joelho e revestimento cosmético exterior (PAIVA, 2004). Na figura 16, a seguir, pode ser visualizado esse modelo de prótese.

*Figura 16: Próteses do tipo Modulares*



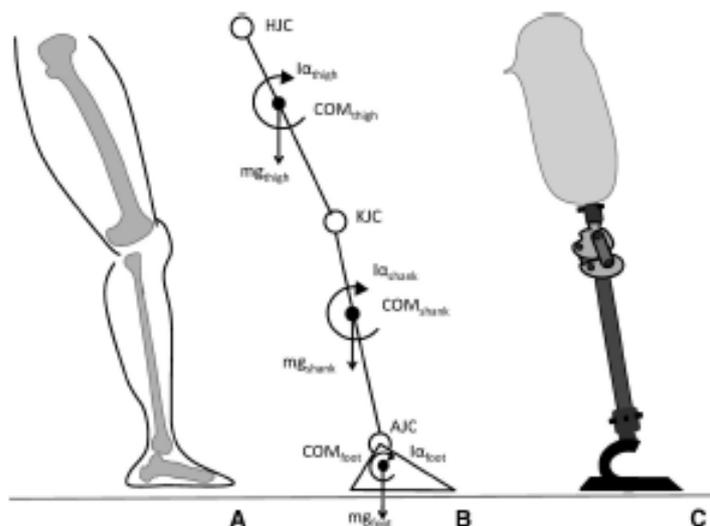
*FONTE: <http://ethnos.com.br/proteses/membros-inferiores/?section=clinica>  
<http://jornalipanema.com.br/noticias/regiao/25638-dependente-quimica-ganha-protese-apos-perder-perna-em-acidente>*

A partir desse modelo de prótese modular, foram alcançados avanços, principalmente, porque o desmembramento das partes tornou possível desenvolver inúmeros modelos de pés, joelhos e fixações ao coto. Isto permitiu avaliar a funcionalidade de cada parte da prótese separadamente, melhorando o rendimento delas através de pesquisas específicas, como a geração de energia por meio de próteses de pé, ou joelhos microprocessados que controlam o movimento da marcha (GRABOWSKI; RIFKIN e KRAM, 2010).

A separação das partes permitiu analisarem-se cada elemento da marcha, comparando-se o sistema biológico com o mecanismo desenvolvido na prótese.

A figura 17 compara o sistema da anatomia humana mostrada nas figuras A e B com uma estrutura de prótese, que busca aproximar-se do mecanismo natural da perna (SAWERS e HAHN, 2010).

Figura 17: Comparação entre um sistema biológico e um protético.



FONTE: (SAWERS e HAHN, 2010).

Embora tenham se obtido progressos em produtos protéticos com a melhoria da marcha e, conseqüentemente, a redução do gasto energético. O custo adicionado foi proporcional a estes incrementos, tornando estes produtos muito caros. Nos EUA, o alto valor destas últimas gerações de próteses tem dificultado o seu uso, visto que as companhias de seguro estão relutantes em pagar pelo produto, por se tratar de próteses muito mais caras do que as próteses mecânicas, que custam em torno de US\$ 20.000, cinco vezes mais econômicas (USF Motion Analysis Lab, Florida, 2007). Este custo

elevado desta tecnologia de próteses inviabiliza o auxílio a aquisição também no Brasil, onde o Governo Federal Brasileiro possui o programa de auxílio assistencial Viver Sem Limites, que financia próteses no valor máximo de R\$ 30.000,00 (BRASIL. Secretaria de Direitos Humanos, 2013).

#### 2.1.6 SISTEMA DE ENCAIXE AO COTO

Aspecto de grande importância nas próteses é o seu sistema de fixação, chamado também de caneca para o coto. Existem modelos de fixação que variam de sistemas de tampas plásticas móveis, que são fechadas e ajustadas com uso de elásticos, até cintos silesianos (cintos de couro preso no coto e na cintura), que transmitem maior segurança ao deficiente. Modelos de fixação, como suspensórios de couro ou lona que são presos no ombro oposto à perna amputada, também são encontrados no mercado, sendo este modelo utilizado em próteses do tipo canadenses, para cotos muito curtos. Neste último, utiliza-se de um cesto que é encaixado junto à nádega do paciente, conforme mostra a figura 18 a seguir (BOCCOLINI, 1990).

*Figura 18: Próteses do tipo Canadenses com cinto*



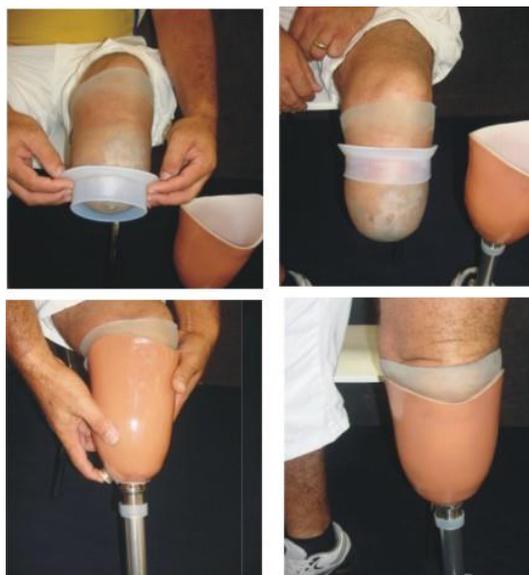
*FONTE: <http://carlosangradosreis.blogspot.com.br/2012/03/amputacao-total-do-membro-inferior.html>*

Existem dois tipos de sistemas para o encaixe do coto em próteses: o sistema de sucção por vácuo e o de suspensão por vácuo.

A fixação da prótese com sucção, sistema mais antigo, representa o maior índice de escolha por pacientes amputados, por ter custo menor. O seu sistema funciona através

de uma válvula localizada na extremidade inferior da caneca da prótese que, ao ser aberta, expulsa o ar no ambiente interno do soquete (caneca), gerando o vácuo. O paciente tem seu coto enfaixado e colocado dentro da caneca de fixação. Ao inserir totalmente o coto, tem-se uma ausência de ar provocada pela ação da válvula, e esse conjunto de fatores propicia um ambiente de vácuo no soquete. Concomitantemente, são realizados movimentos com o coto para cima e para baixo pelo paciente, a fim de se gerar o vácuo, para que apenas as paredes laterais da caneca tenham contato com o coto e, desta forma, a extremidade do membro residual não se encoste à superfície interna da caneca, evitando cisalhamentos na pele (BOCCOLINI, 1990). A figura 19 ilustra o procedimento de inserção do coto na caneca. Segundo Carvalho (2003 *apud* PAIVA, *ibid.*), o coto não pode sofrer nenhum tipo de esforço, estando este livre de peso sobre ele.

Figura 19: Detalhe da válvula localizada na parte inferior da caneca



FONTE: [http://www.ortocom.com.br/index.php?tipo\\_produto=%3Cfont%20size=3%3ETranstibial%20Expuls%3Eo%20-%20Sistema%20Vassar%3Cfont%3E](http://www.ortocom.com.br/index.php?tipo_produto=%3Cfont%20size=3%3ETranstibial%20Expuls%3Eo%20-%20Sistema%20Vassar%3Cfont%3E)

Sabe-se que espaços entre a caneca (peça de encaixe ao coto) e o membro residual podem causar efeitos adversos no paciente. Deste modo, busca-se reduzir o movimento de “pistonamento” (movimentos para cima e para baixo do coto dentro da prótese), procurando diminuir o impacto e a força de fricção, reduzindo a degradação dos tecidos, melhorando a marcha e diminuindo o desgaste, o que reduz a possibilidade de rasgos no forro, devido ao atrito dos materiais (GERSCHUTZ *et al.* 2010).

Uma das principais complicações e queixas de amputados de membros inferiores são as flutuações na prótese de seu membro residual. Alguns, com isto, buscam acrescentar maior quantidade de revestimento no coto, para que os atritos gerados internamente na prótese não venham a causar danos à sua pele. Em pacientes idosos, há uma maior fragilidade da pele, sendo indicados, para estes usuários, maiores cuidados no procedimento de encaixe do coto à prótese. A inclusão de enchimento proporciona uma melhor distribuição de pressão e de maneira mais uniforme sobre proeminências ósseas no encaixe do coto à prótese (SHERK, 2008).

O uso destes revestimentos, se não tiverem procedimentos corretos, podem trazer problemas ao usuário ao invés de ajudá-lo. Os problemas encontrados no uso destes revestimentos são na maioria devido à falta de higiene, que está relacionada com infecções por bactérias e fungos, dermatite e cistos. A lavagem do membro pode ajudar a evitar esses problemas e é, muitas vezes, clinicamente recomendada para os pacientes. Entretanto, alguns indivíduos relatam queixas de reação alérgica ao lavarem seu membro residual várias vezes ao dia. Enquanto que os que lavam apenas pela manhã, relatam menos problemas alérgicos no coto (SHERK, 2008).

A figura 20 mostra reações alérgicas no coto de um paciente que teve irritação devido ao excesso de limpeza do membro residual.

*Figura 20: Problemas dermatológicos com o coto.*



*FONTE: (SHERK, 2008).*

O excesso de frequência de lavagem do membro pode causar erupções cutâneas (dermatites) que tornam a pele avermelhada, devido à adição de fricção. Ao esfregar demasiadamente, acontecem irritações, deixando a pele ressecada, que pode levar a vermelhidão observada nos indivíduos pesquisados. Além da reação alérgica na pele e a vermelhidão, pode haver outros problemas como: pelos encravados, brotoeja, ferida

aberta, excesso de suor na pele, odor ou coceira. Para procurar reduzir esses problemas, em alguns forros das canecas é colocado óleo mineral aloe, com o propósito de hidratar a pele. Embora este uso não seja indicado clinicamente, há pouca evidência científica da prevalência de problemas dermatológicos devido a este procedimento (SHERK, 2008).

A impressão clínica dos pesquisadores Sherk (2008) e Gerschutz *et al.* (2010), é de que os forros empregados em próteses não são perfeitos. As pessoas têm problemas de pele, não importa a causa da amputação. Além disso, os fabricantes desses revestimentos indicam a não utilização de loções ou talcos. Entretanto os testes demonstram que aqueles que não utilizam qualquer produto - como o indicado - apresentam maiores problemas de pele (HALL *et al.* 2008)

Pesquisas realizadas indicaram que 91% dos indivíduos têm pelo menos um problema de pele. E, segundo alguns estudos, isto está diretamente relacionado ao ajuste da prótese, onde se comprova ser mais importante o ajuste no encaixe do membro residual à prótese do que o tipo de revestimento utilizado para que não haja deslocamentos (GERSCHUTZ, *et al.* 2010).

Com o propósito de melhorar este sistema de encaixe da prótese e reduzir os deslocamentos do coto, nos últimos anos, foi concebida uma nova técnica por suspensão de vácuo, onde testes apresentaram benefícios em relação à sucção por vácuo. Com esta nova técnica, o membro residual se encaixa melhor junto à caneca, reduzindo as flutuações do membro, algo extremamente desejável durante a marcha, por proporcionar uma diminuição da degradação dos tecidos, principalmente em pacientes idosos. Este novo procedimento utiliza um sistema de válvula por aspiração VS Limb Logic, desenvolvido pela empresa norte americana Ohio Willow Wood, conforme pode ser visualizado no produto da figura 21 (GERSCHUTZ, *et al.* 2010).

*Figura 21: Válvula de suspensão por Vácuo*

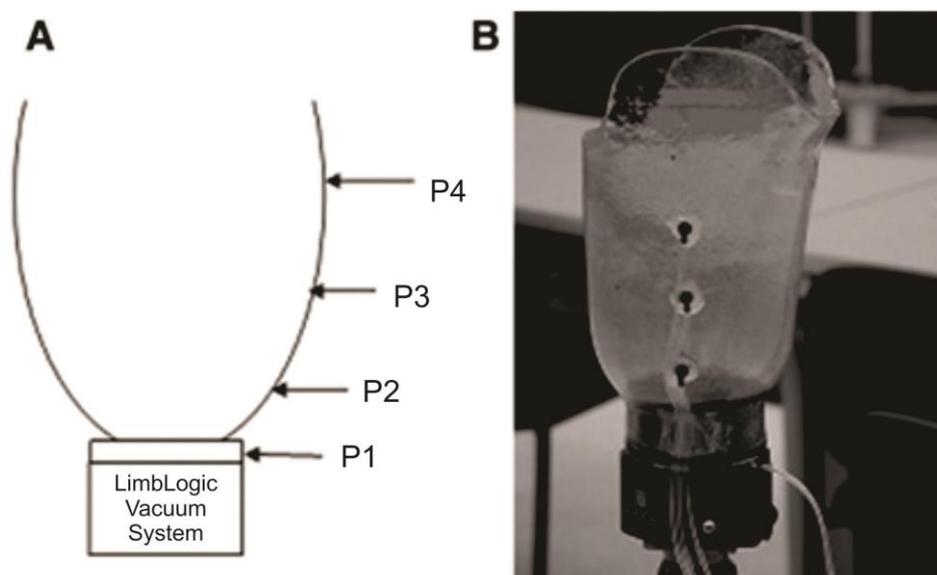


*FONTE: [www.willowwoodco.com/products-and-services/suspension/vacuum](http://www.willowwoodco.com/products-and-services/suspension/vacuum)*

O sistema VS de suspensão por vácuo, acoplada à prótese, tem demonstrado resultados satisfatórios se comparado ao sistema mais tradicional por válvulas. Alguns pesquisadores, em testes, constataram uma redução de aproximadamente 0,7cm de pistonamento em comparação aos modelos com sucção por vácuo (sistema por válvulas). Este resultado proporciona uma melhor estabilização do membro residual no que diz respeito ao volume, aumentando o conforto ao usuário e reduzindo a degradação de tecidos (GERSCHUTZ, *et al.* 2010).

A figura 22 mostra o produto acoplado à caneca de fixação do coto na parte inferior.

Figura 22: Testes com a válvula de suspensão por Vácuo VS Limb Logic.



Fonte: (GERSCHUTZ, *et al.*, 2010)

Porém, pouco se sabe efetivamente sobre o nível de vácuo a ser considerado suficiente. Atualmente, não existem ferramentas disponíveis para monitorar o vácuo num encaixe. Não se sabe como ele varia com o tempo de uso e nem como o paciente reage a essas variações.

Mesmo com poucos dados científicos, comprovou-se, de maneira prática, as melhorias desta solução. Em testes realizados com pacientes utilizando a sucção por vácuo, viu-se que é provocado um aumento da pressão negativa durante a fase de balanço e a diminuição da pressão durante a fase de apoio, sugerindo um aumento de

líquido no membro residual, o que, como consequência, pode causar feridas sobre a extremidade distal do coto (GERSCHUTZ, *et al.* 2010).

A figura 23 expõe o aspecto do coto antes da utilização do sistema por suspensão por vácuo.

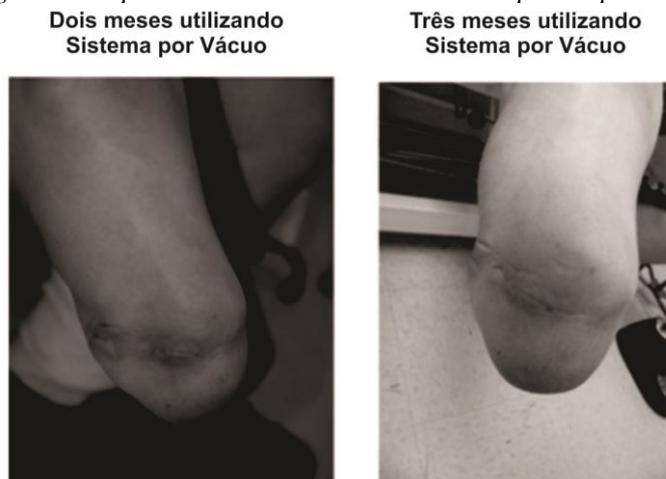
*Figura 23: Aspecto do coto - uso de sistema de sucção por vácuo.*



*Fonte: (GERSCHUTZ, et al., 2010). Traduzido pelo Autor.*

Aplicando-se testes com o sistema por suspensão de vácuo VS LimbLogic em pacientes que utilizavam o sistema por sucção por vácuo, percebeu-se que a ferida que existia havia diminuído de tamanho e melhorado de cor após duas semanas. E, depois de dois meses, a ferida havia sido completamente fechada, sendo que, com três meses, a coloração foi voltando ao normal, conforme vê-se na figura 24 (GERSCHUTZ, *et al.* 2010).

*Figura 24: Aspecto do coto - uso de sistema de suspensão por vácuo.*



*Fonte: (GERSCHUTZ, et al., 2010). Traduzido pelo Autor.*

### 2.1.7 TIPOS DE ENFAIXAMENTO NO COTO

A bandagem elástica e a faixa enrolada no membro residual são os dois métodos utilizados para pessoas com amputação transtibial antes da aplicação da prótese. O uso de bandagens e faixas visa aumentar o controle do edema para uma melhor formação dos membros residuais. Esses fatores podem facilitar uma melhor montagem da prótese posteriormente, o que é essencial para a reabilitação bem sucedida para melhorar a mobilidade do paciente.

A aplicação do enfaixamento em forma de oito é a técnica mais frequentemente empregada pelas equipes médicas. Esta técnica consiste em dar voltas oblíquas alternadamente ao redor do coto, subindo e descendo pelo membro inferior, fazendo um desenho na forma de oito. É empregada por apresentar melhores resultados, pois torna o enfaixamento mais firme, evitando que o coto escorregue dentro da caneca durante o uso. A figura 25 ilustra o procedimento.

*Figura 25: Técnica de enfaixamento em formato 8.*



*FONTE: <http://www.haszys.net/tag/transtibial>*

Um enfaixamento bem executado elimina problemas dermatológicos para o paciente e evita deslocamentos que criam uma pressão desigual sobre o membro residual levando a abrasão da pele (BOCCOLINI, 1990).

Embora a técnica do enfaixamento apresente melhores resultados em comparação com a bandagem elástica e mesmo sabendo-se que os usuários de próteses são ensinados sobre a técnica pela equipe de saúde, ela torna-se problemática em pacientes

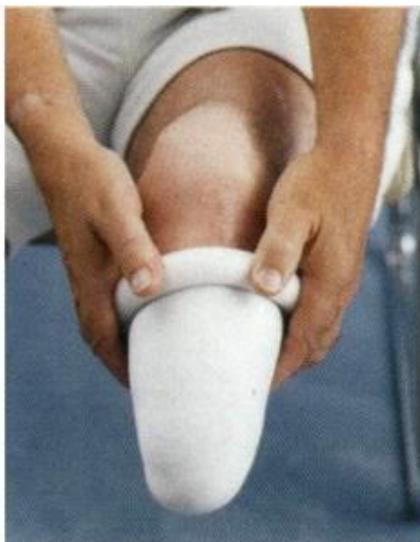
idosos, ou com problemas mentais, que necessitam fazer estes procedimentos sozinhos diariamente.

Esses fatores tornam-se limitantes para a aplicação da bandagem por enfaixamento, devido a dificuldades motoras e de aprendizado que esse tipo de paciente pode apresentar.

Por isso, é recomendável que esses usuários utilizem bandagens elásticas. A única vantagem desse procedimento é a facilidade de colocação e retirada da meia elástica no coto. Seu material também ajuda a moldá-la em uma forma cilíndrica para o encaixe na prótese. No entanto, além das bandagens elásticas não apresentarem os melhores resultados, por não obter o mesmo nível de pressão sobre o coto que é conseguido com o enfaixamento, elas têm mais desvantagens como poderem ser aplicadas apenas depois que as suturas forem removidas e que a drenagem seja estancada após o pós-operatório. Além disso, devem ser evitadas frequentes colocações e retiradas da meia elástica no membro, pois podem criar uma pressão excessiva sobre a extremidade distal do coto, o que pode causar ferida e ruptura do curativo nos membros residuais. Logo, para a sua aplicação satisfatória, o paciente precisa estar com os pontos devidamente fechados e cicatrizados (SHERK, 2008).

A figura 26 mostra a aplicação da bandagem elástica.

*Figura 26: Meia elástica para aplicação em cotos*



*FONTE: <http://www.clicacampinas.com.br/fubellepremium/produto/86/saude/revestimento-silicone-coto-importado-derma-seal-healthcare-otto-bock>*

Pesquisadores reforçam que deva existir uma cartilha educativa, ensinando a técnica de enfaixamento do membro residual, para assim melhorar os resultados do edema, além de não gerar problemas futuros por um mau procedimento por parte do paciente (LOUIE *et al.* 2010).

### 2.1.8 JOELHO PROTÉTICO

Joelhos protéticos devem replicar a função do joelho humano para fornecer estabilidade para a sustentação de peso na fase de apoio e movimento controlado durante a fase de balanço. A instabilidade em um joelho protético muitas vezes leva à adoção de desvios de marcha, aumento do custo de energia para a deambulação e podem resultar em deslocamentos involuntários do joelho protético durante o apoio (BOCCOLINI, 1990).

Nesta fase de apoio, o joelho deve fornecer estabilidade para o rolamento de peso e ao mesmo tempo facilitar a transição da posição apoiada para fase de balanço. Em amputados TF a estabilidade do joelho protético é conseguida com a ativação dos extensores do quadril para exercer uma extensão a partir do contato do calcanhar na fase de balanço médio. Porém, se a articulação do joelho protético for mecanicamente estável, o amputado não precisará utilizar estes extensores (músculos do quadril) do membro residual para manter a estabilidade voluntária na altura do joelho, evitando gastos energéticos (SILVER-THORN e GLAISTER, 2009).

Proporcionar estabilidade durante a postura ereta não é a única função de joelhos protéticos. A transição suave da posição de apoio para a fase de balanço e o movimento controlado do joelho durante a fase de passada da perna são aspectos igualmente importantes na marcha normal. A movimentação controlada do joelho durante a fase de balanço pode ser fornecida através do uso de mecanismos tais como: a constante fricção e os dispositivos hidráulicos (PETERSEN; COMINS e ALKJAER, 2010).

Joelhos protéticos podem ser divididos em dois grandes grupos: modelos passivos e modelos ativos. Entre os joelhos passivos, existem sistemas por atrito, ou com travamento por cabos e grampos, configurados em sistemas monoeixos ou policêntricos, sendo estes pneumáticos ou hidráulicos. Os modelos passivos são totalmente mecânicos (BLOHMKE, 1993).

Mais recentemente, joelhos microprocessados foram desenvolvidos como o *C-Leg* da Otto Bock, e o *Rheo Knee* e *Power Knee* da empresa Ossur, que se enquadram na categoria de modelos ativos.

Os modelos passivos são descritos na Tabela 1.

Tabela 2: Tipos de joelhos protéticos passivos.

	<p><b>Joelho policêntrico para desarticulação do joelho com extensão mecânica</b> – Seção superior em lâmina é ligada por barras à seção inferior. O mecanismo funciona através de extensão por mola e atrito axial, podendo este mecanismo interno ser ajustado por parafusos. O joelho de titânio opera em constante fricção, o que garante o controle do movimento na fase de balanço.</p>
	<p><b>Joelho policêntrico para desarticulação do joelho com bloqueio</b> – Lâmina destacável une o soquete do joelho a um bloqueador. Este bloqueio pode ser ajustado e liberado através da regulagem de um cabo. O joelho de titânio, depois de ajustado, realiza o travamento do joelho na fase de balanço.</p>
	<p><b>Joelho mono eixo com travamento de extensão</b> - Seções de articulação superior e inferior estão ligadas por meio da bucha de eixo do joelho. O bloqueio pode ser ajustado e liberado através do cabo. O travamento ocorre automaticamente em extensão completa com a ajuda auxiliar de extensão por molas. O joelho em titânio dá maior segurança durante a extensão do joelho.</p>
	<p><b>Joelho Policêntrico com extensão integrada</b> - Seções de articulação superior e inferior estão ligadas por meio de barras de ligação. O sistema policêntrico permite ajustar o centro de rotação do joelho durante a marcha. Regulagens podem ser realizadas através do eixo de fricção e extensores. O joelho em titânio proporciona maior firmeza ao joelho devido ao atrito e o controle de extensão.</p>
	<p><b>Joelho mono eixo com bloqueio</b> - Seção superior com adaptador em formato de pirâmide liga a parte inferior através de cabo no eixo do joelho. Grampo situado na parte inferior permite o travamento do joelho através da liberação do cabo de bloqueio, sendo ajustável tanto o grampo, quanto o cabo. O joelho em alumínio permite um travamento manual do movimento.</p>

Tabela 2: Tipos de joelhos protéticos passivos (continuação)

	<p><b>Joelho monoeixo articulado com bloqueio</b> - Seção superior com adaptador em formato de pirâmide, ligada à parte inferior através de cabo no eixo do joelho. Mecanismo de grampo é independente do cabo, ou seja, o bloqueio pode ser realizado tanto pelo cabo, como pelo grampo. O joelho é constituído basicamente por polímeros que tornam o componente mais leve e funcionam como molas para o travamento.</p>
	<p><b>Joelho policêntrico para desarticulação do joelho com controle hidráulico</b> - Seção superior em lâmina é ligada por barras à seção inferior. Mecanismo hidráulico controla a flexão e a extensão do joelho. O joelho em titânio permite controlar a fase de balanço e pode ser regulado independentemente da flexão e do travamento da extensão do joelho.</p>
	<p><b>Joelho policêntrico com controle hidráulico</b> - Seção superior em lâmina é ligada por barras à seção inferior. Um cilindro hidráulico controla a marcha durante a fase de balanço. O joelho em titânio permite controlar a fase de balanço e pode ser regulado independentemente da flexão e do travamento da extensão do joelho. Indicado para pacientes com membro residuais mais longos.</p>
	<p><b>Joelho policêntrico EBS com controle pneumático</b> - Dois garfos axiais conectam a seção superior e inferior. Com sistema EBS (aplicação de material elastômero que controla o travamento através de compressão da borracha), juntamente com sistema hidráulico, proporciona melhor amortecimento durante a fase de balanço. Este sistema de amortecimento alivia o membro residual, os quadris e a coluna do usuário, resultando em maior estabilidade.</p>
	<p><b>Joelho policêntrico com controle pneumático</b> – Ligações das seções superior e inferior realizada através de pistões pneumáticos que controlam a extensão e flexão com um amortecimento e que pode ser ajustado. O joelho em titânio com este sistema apresenta maior equilíbrio, tornando a marcha mais natural e confortável.</p>
	<p><b>Joelho monoeixo articulado com rotação hidráulica</b> - Sistema giratório hidráulico que acumula resistência para impedir uma flexão involuntária do joelho. Seus componentes podem ser regulados de forma independente. O joelho é indicado para pacientes ativos, pois seu mecanismo proporciona maior segurança e desenvoltura da marcha em terrenos acidentados.</p>

Tabela 2: Tipos de joelhos protéticos passivos (continuação)

	<p><b>Joelho mono eixo com controle mecânico pneumático</b> - Ligações das seções superior e inferior realizadas através de molas e pistões pneumáticos. O sistema de travamento funciona através da extensão da mola em conjunto com um pistão pneumático. Tanto a mola quanto o pistão podem ser regulados. O joelho em alumínio proporciona um passo mais natural, não exigindo o erguimento do quadril pelo usuário.</p>
	<p><b>Joelho mono eixo com controle hidráulico</b> – Sistema hidráulico miniaturizado produz uma melhor dinâmica para o travamento e movimento do joelho. O joelho em alumínio é especialmente indicado para indivíduos leves com menos de 75kg.</p>
	<p><b>Joelho policêntrico com controle pneumático</b> - Ligações das seções superior e inferior realizadas através de dois pistões pneumáticos que controlam a extensão e flexão com um amortecimento que pode ser ajustado. O joelho em alumínio e com duplo pistão permite aplicação de maior peso para amputados acima de 100kg.</p>
	<p><b>Joelho mono eixo hidráulico com controle SNS</b> – Sistema com utilização de rolos posicionados no eixo do joelho e pontos de inserção do cilindro controla o movimento e permitem uma marcha mais natural. O joelho em alumínio permite ajustar o travamento e é indicado para usuários ativos, pois permite uma boa deambulação em múltiplas velocidades.</p>
	<p><b>Joelho policêntrico com sistema de travamento geométrico</b> – Sistema por fricção, com amortecimento interno em polímero elástico, que controla a extensão do joelho e limita a elevação do calcanhar. Indicado para uma maior absorção de impacto, visto que seu amortecimento reduz a pressão sobre o membro residual durante o contato com o solo.</p>
	<p><b>Joelho policêntrico com travamento por atrito</b> – Sistema composto por quatro barras que podem ser reguladas, apertando-se ou afrouxando-se parafusos para regulagem do mecanismo de movimento. Seu sistema de travamento funciona por atrito entre as peças. O joelho é indicado para pessoas com pouca mobilidade, e sua configuração facilita ao usuário o ato de se ajoelhar.</p>

FONTE: Catálogo Otto Bock 2011 e Catálogo Ossur 2012.

Joelhos baseados em sistemas mecânicos foram capazes de oferecer benefícios específicos para determinados usuários. O bloqueio manual dos joelhos, por exemplo, foi apropriado para garantir estabilidade extra aos pacientes com menor capacidade física, enquanto que a aplicação de sistemas hidráulicos foi utilizada para níveis mais elevados de funcionamento, para aqueles indivíduos mais ativos. Entretanto, com o advento dos microcontroladores nos projetos protéticos, houve uma mudança radical na escolha da solução, visto que esta tecnologia controla o movimento eletricamente e não somente com sistemas mecânicos, como nos modelos passivos (MARTIN; POLLOCK e HETTINGER, 2010).

Logo, a diversidade de modelos em joelhos ativos foi reduzida, visto que as próteses passivas foram desenvolvidas de várias formas para buscar melhores soluções mecânicas para o travamento e controle da prótese, algo que não ocorre nos modelos ativos, pois o seu controle é feito de maneira eletrônica.

O primeiro joelho controlado por microcontrolador foi o modelo *C-Leg*, da empresa alemã Otto Bock, em 1997. Este modelo representou uma evolução em próteses, visto que este dispositivo aproximava-se consideravelmente do movimento biológico do joelho durante a marcha. A figura 27 mostra a imagem do produto.

*Figura 27: Joelho microcontrolado C-Leg da empresa Otto Bock*



FONTE: <http://www.oobject.com/16-genuine-cyborg-technologies/otto-bock-c-leg-intelligent-prosthetic-leg/5267/>

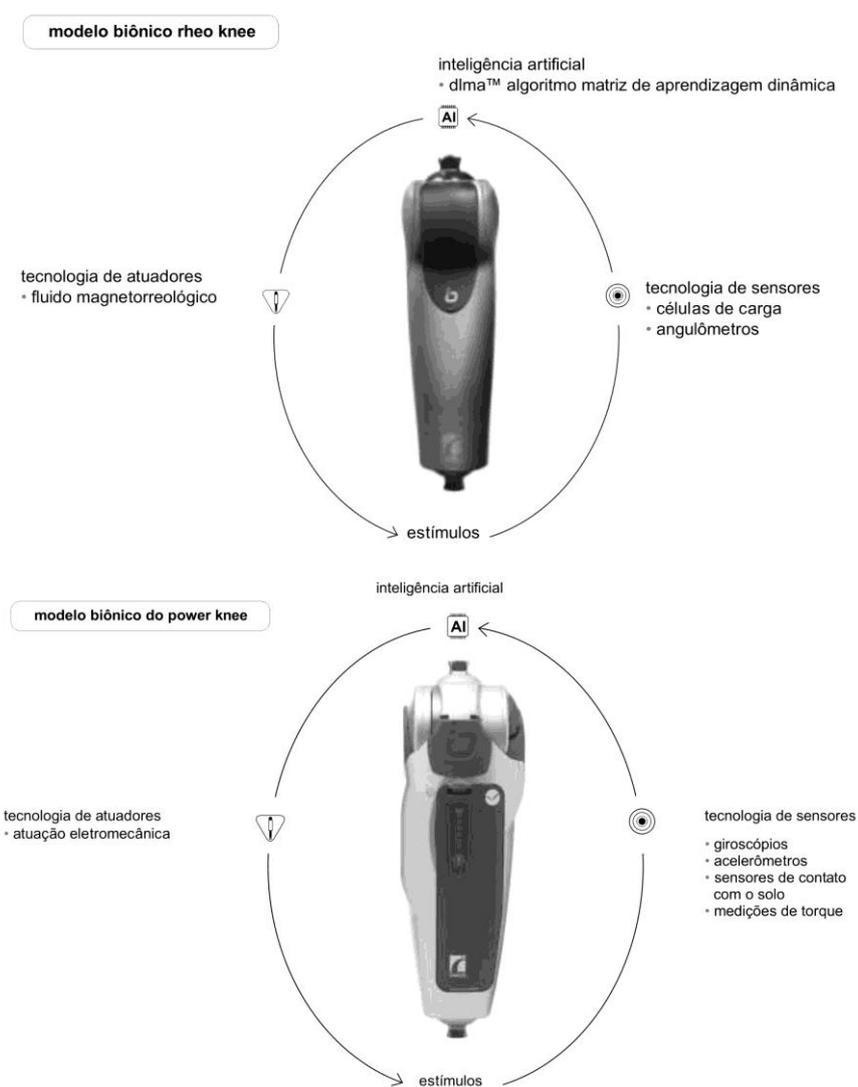
Através de sensores inseridos no joelho e com um microcontrolador para controlar o movimento mecânico da prótese, as mesmas passaram a ser independentes, fazendo o

controle do movimento sem a ação do usuário e sendo controladas por softwares, existentes nela, que instruíam o que a perna protética deveria fazer a cada passo dado.

Posteriormente, mais dois modelos foram desenvolvidos, o *Rheo Knee* e o *Power Knee* da empresa islandense Ossur que, como o modelo *C-Leg*, desenvolveram tecnologias que baseiam-se no modelo humano de inteligência, coletando informações do espaço no ambiente para transformar na melhor ação a ser adotada.

A figura 28 apresenta o sistema de funcionamento dos modelos *Rheo Knee* e o *Power Knee*.

Figura 28: Joelhos microprocessados *Rheo Knee* e *Power Knee* da empresa Ossur.



FONTE: Catálogo Ossur, 2012.

O método de funcionamento aplicado nessas próteses microcontroladas possui um microcontrolador intitulado *inteligência artificial*, que recebe informações de sensores externos e interpreta os dados, exigindo posteriormente a execução de atuadores (sistema eletromecânico) para a geração de movimentos. Estes movimentos são coletados pelos sensores que novamente passam informações ao microcontrolador, em uma atividade cíclica (PETERSEN; COMINS e ALKJAER, 2010).

Estudos realizados apresentam melhorias com o uso destes joelhos protéticos ativos. Cutti *et al.*, (2009) constataram que a prótese *C-Leg* facilita a flexão do joelho no início da fase de oscilação (balanço), promovendo uma folga do pé durante o passo. Petersen, Comins e Alkjær (2010), em um estudo com 50 amputados TF, observaram uma melhora da simetria cinemática da marcha quando estes utilizaram uma prótese *C-Leg* em comparação com uma prótese passiva do modelo 3R60. Esta melhoria na marcha com esses dispositivos ativos se torna ainda mais importante para esses amputados tranfemorais, visto que os mesmos devem superar a perda de duas grandes articulações (tornozelo e joelho), e, ainda, a perda parcial de muitos dos grupos musculares de membros inferiores envolvidos na deambulação. Por isso, comprova-se esta grande melhoria em testes com esses amputados.

Porém, vale ressaltar que as melhorias com essa prótese não são espontâneas, pois se tem percebido que é necessário um período de aclimação mínimo de três meses e meio para que os usuários se adaptem a um joelho com sistema ativo (PETERSEN; COMINS e ALKJAER, 2010).

O que faz este entrosamento das próteses ativas com o ser humano ser mais difícil são o pouco conhecimento e integração que o homem tem com a máquina. Esta interação ainda acrescenta grande complexidade no processo de desenvolvimento, em que continua havendo um desafio de projeto para assegurar que o "cérebro protético" (microcontrolador/sistema de controle) funcione em conjunto com o cérebro humano (movimento pretendido) (PETERSEN; COMINS e ALKJAER, 2010).

### **2.1.9 SISTEMA PÉ-TORNOZELO**

Comumente, os pés protéticos são agrupados em duas categorias: pés CF (convencionais) e pés do tipo ESAR (Armazenamento de Energia, e de Retorno). A figura 29 apresenta estes tipos de pés protéticos.

Figura 29: Tipos de pés protéticos



FONTE: [http://www.ortovan.com.br/index.php?option=com\\_content&view=article&id=47Itemid=66](http://www.ortovan.com.br/index.php?option=com_content&view=article&id=47Itemid=66)

Dentro de cada categoria, existem alguns modelos de pés que exercem determinada função e com sistemas e mecanismos um pouco diferenciados uns dos outros. Entre os tipos de pés CF encontrados, estão os modelos: SACH, dinâmico, articulado, Greissinger e Monoaxial.

Esta categoria tem como semelhança o uso de material polimérico ou aplicação de elastômeros para auxiliar no impulso da marcha do amputado. Seu custo de aquisição, se comparado a modelos do tipo ESAR, é menor, o que o torna bastante utilizado, embora tenham maiores restrições para o bom desempenho da marcha. Estes modelos de pés protéticos foram desenvolvidos na década de 70.

A seguir, segue na tabela 2, com um resumo das principais características de cada modelo:

Tabela 3: Tipos de pés convencionais.

MODELO	MATERIAL	CARACTERÍSTICAS
 PÉ SACH	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Pé moldado em poliuretano</li> <li>- Mecanismo interno em titânio</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Indicado para pacientes geriátricos, que façam pouca atividade física.</li> <li>- Facilidade de montagem na prótese, pois é uma única peça em titânio.</li> </ul>

Tabela 3: Tipos de pés convencionais (continuação)

MODELO	MATERIAL	CARACTERÍSTICAS
 <p>PÉ DINÂMICO</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Pé moldado em poliuretano</li> <li>- Mecanismo interno em fibra de carbono</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Indicado para pacientes amputados de Symes</li> <li>- Excelente absorção de choque e rolamento suave</li> </ul>
 <p>PÉ ARTICULADO</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Pé moldado em poliuretano</li> <li>- Mecanismo interno com aplicação de elastômero</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Flexão plantar através do amortecedor em borracha</li> <li>- Indicado para pacientes que necessitam de estabilidade na articulação do joelho.</li> </ul>
 <p>PÉ GREISSINGER</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Pé moldado em poliuretano</li> <li>- Rolamento em titânio adaptado à anel em elastômero</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Indicado para superfícies irregulares</li> <li>- Movimentos de pronação e supinação, e rotação no plano horizontal.</li> </ul>
 <p>PÉ MONOAXIAL</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Pé moldado em poliuretano</li> <li>- Mecanismo interno em titânio</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Indicado para pacientes com protetizações transfemorais</li> <li>- Pacientes com baixo nível de atividade física</li> </ul>

FONTE: Catálogo Otto Bock 2011.

Até os anos 80, as próteses eram projetadas com o objetivo de restaurar a caminhada básica e cumprir simples tarefas diárias. Porém, amputados mais ativos não eram atendidos. Com isso, começaram a ser desenvolvidos projetos com os chamados “pés que armazenam energia”. Estes eram capazes de devolver ao amputado auxílio na

propulsão para a deambulação, algo importantíssimo para uma boa desenvoltura da marcha. O primeiro projeto concebido foi recebido com grande sucesso clínico, o pé Seattle. Este pé incorporava uma quilha flexível dentro de uma concha de poliuretano, fletindo durante o carregamento, atuando como uma espécie de mola elástica (GRABOWSKI; RIFKIN e KRAM, 2010).

Em 1987, foi introduzido no mercado um modelo completamente diferente, o *Flex foot*, que implantou o “efeito mola” a toda a prótese, sendo considerado por muitos, como o projeto mais avançado de próteses que acumulam energia (GRABOWSKI; RIFKIN e KRAM, 2010).

Este projeto apresentou-se como um marco, pois o calcanhar protético (representado pela mola elástica) é a principal área de carga de impacto na prótese e que, posteriormente, pode se transformar em energia para o impulso da perna protética. Durante a marcha, o trabalho é fornecido pelo peso do corpo para carregar a mola em compressão e esta mola armazena este esforço como energia potencial, dissipando a energia quando a compressão é liberada. Este desempenho também é conhecido como viscoelasticidade (HAFNER *et al.*, 2002).

A figura 30 ilustra os momentos de impacto da prótese, e após, transformando esta energia em impulso para o passo.

Figura 30: Mecanismo Sistema pé-tornozelo.



FONTE: (HAFNER *et al.*, 2002). Traduzido pelo Autor.

Graham *et al.* (2007) concluíram que armazenar a energia nos pés pode levar a uma simetria melhorada no que diz respeito à etapa de comprimento da marcha, e algumas pesquisas demonstram que os pés ESAR oferecem maior velocidade de caminhada, maior comprimento do passo, redução do esforço do lado do membro são,

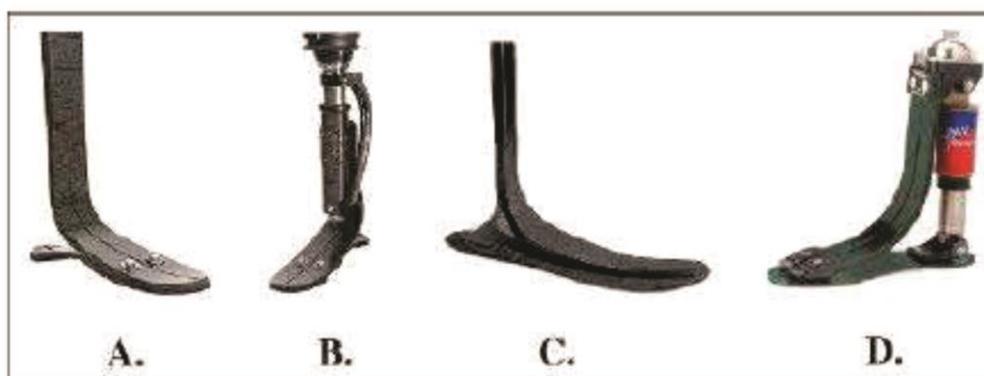
além de obter um aumento da força propulsora da marcha no membro amputado, se comparado a modelos de pés convencionais .

Além disso, em testes de deambulação com pacientes, percebeu-se que os pés ESAR são mais similares ao calcanhar biológico e que o amputado, ao aprender a utilizar a prótese, vai soltando e controlando a descompressão da mola do calcanhar, obtendo melhores resultados de simetria da marcha. A energia do calcanhar é transferida para o soquete de encaixe da prótese, acelerando o movimento de toda a perna protética (GRABOWSKI; RIFKIN e KRAM, 2010).

Outro ganho apresentado nesses tipos de pés protéticos é a melhoria em reduzir a energia metabólica durante a deambulação. Embora eles libertem menos da metade da energia mecânica normalmente gerada pelos músculos sóleo e gastrocnêmio, conseguem armazenar energia mecânica durante a primeira metade da fase de apoio, convertendo em impulso na fase de balanço, o que permite economizar energia para o amputado durante a marcha (HAFNER *et al.*, 2002).

Segundo ensaios de Grabowski; Rifkin e Kram (2010), amputados que caminhavam usando um pé protético ESAR tinham taxas de consumo de oxigênio de 30% a 40% mais elevadas do que aqueles das pessoas sem amputações. Algo considerado pelos pesquisadores como satisfatório e um avanço em relação aos modelos anteriores de pés convencionais.

*Figura 31: Tipos de pés ESAR.*



**Próteses Avançadas que armazenam energia: A. Modular III, B. Reflexo VSP, C. Vantagem DP e D. Guia de calcanhar.**

*FONTE: (HAFNER et.al., 2002). Traduzido pelo Autor.*

Os modelos de pés ESAR, além de possibilitar uma marcha mais dinâmica, ainda permitem ao usuário exercer esportes recreativos.

A seguir, segue tabela com a descrição dos modelos de pé ESAR da empresa Otto Bock.

Tabela 4: Tipos de pés ESAR.

MODELO	MATERIAL	CARACTERÍSTICAS
 TRIAS	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Molas duplas em fibra de carbono</li> <li>- Encaixe em aço em formato pirâmide</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Absorção de choque no impacto do salto</li> <li>- Adapta-se a diversas velocidades e superfícies</li> </ul>
 C-WALK	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Molas conformadas em formato C, em fibra de carbono</li> <li>- Encaixe em aço, em formato pirâmide</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Movimento multiaxial para adaptar-se a superfícies irregulares</li> <li>- Excelente absorção de impacto no calcanhar</li> </ul>
 AXTION	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Placa em fibra de carbono</li> <li>- Encaixe em aço, em formato pirâmide</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Baixa altura estrutural</li> <li>- Absorção de choque no impacto do salto</li> </ul>
 PRO SYMES	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Bloco esférico deslizante com fibra de carbono e uretano</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Correção da posição do pé no teste da prótese</li> <li>- Perfil de apenas 43 mm</li> </ul>
 AXTION DP	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Estrutura em fibra de carbono, com aplicação de poliuretano na sola entre as placas</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Ideal para usuários que praticam esportes</li> <li>- Suporta padrão de marcha natural</li> </ul>

Tabela 4: Tipos de pés ESAR (continuação)

MODELO	MATERIAL	CARACTERÍSTICAS
 AXTION DP2	- Estrutura em fibra de carbono, com nervura posterior para efeito elástico	- Adequado para atividades que exigem maiores esforços físicos - Boa absorção de choque

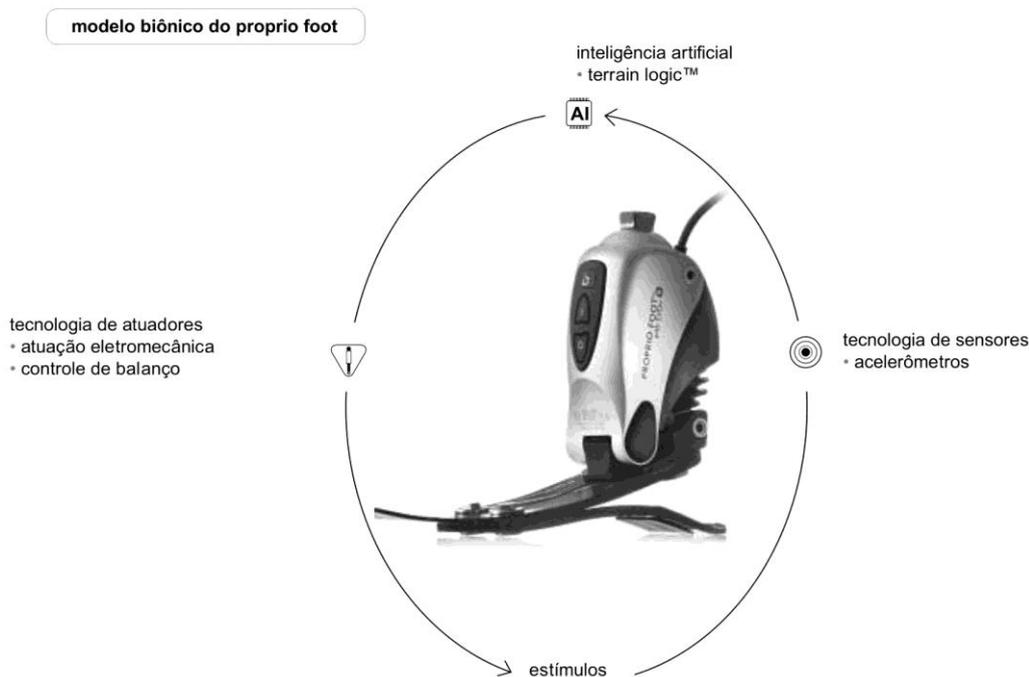
FONTE: Catálogo Otto Bock 2011.

Em aplicações de questionários junto a usuários, esses foram perguntados sobre os pés ESAR e CF, e relataram que os modelos ESAR permitem uma melhor marcha, melhor nível de atividade recreativa, melhor movimento do tornozelo, além de mencionarem ter consciência da ação quilha, o que aumenta o equilíbrio (LEIMKUELER, 2006).

Embora estes modelos de pé protéticos tenham melhorado os resultados da marcha, alguns pesquisadores sugeriam mais avanços nas próteses, com dois componentes ativos: um no joelho e, outro, no tornozelo, oferecendo, desta forma, capacidade de produzir propulsão de forças para caminhar aos amputados (PETERSEN; COMINS e ALKJAER, 2010). Segundo os mesmos autores, se desenhos protéticos pudessem ser modificados para utilizar mais eficientemente a energia de entrada, em vez de dissipá-la, o desempenho da marcha do amputado poderia ser melhorado.

Este avanço já foi percebido em 2011, com o desenvolvimento de um pé totalmente controlado pela a empresa americana Ossur. O *Proprio foot* é o primeiro módulo de pé considerado inteligente a ser desenvolvido. Ele fornece excelentes benefícios a amputados transtibiais, pois o seu funcionamento se aproxima muito de um pé humano. Como efeito, o componente proporciona uma marcha mais simétrica e balanceada, preservando o consumo de energia para a deambulação. A figura 32 mostra o modelo de pé protético, que possui a mesma tecnologia do joelho microprocessado.

Figura 32: Primeiro pé microprocessado desenvolvido. Proprio Foot, da empresa Ossur.



FONTE: Catálogo Ossur, 2012.

A tecnologia baseia-se em, primeiro, “sentir” o movimento, algo que o ser humano faz a todo o momento. Depois, “pensar” o que será realizado com os dados de entrada fornecidos pela primeira etapa, para, finalmente, “agir”, tendo uma reação e executando o que foi pensado.

Deste modo, para a fase de “sentir”, são medidos o movimento, em tempo real, a uma velocidade de 1600 vezes por segundo através de sensores do tipo acelerômetros. Com isso, esses sensores determinam as características da marcha, avaliando desde o toque do calcanhar no chão até o levantar da ponta do pé para a propulsão. O dispositivo analisa o movimento horizontal e vertical do pé continuamente à medida que este se move. Esta análise ou rastreamento varia de acordo com o terreno, sendo possível identificar quando o usuário está caminhando sobre superfícies lisas ou com declives, ou ainda descendo e subindo escadas (OSSUR. Catálogo, 2012).

Após fazer a avaliação, a informação é transferida para um microcontrolador, denominada pela empresa como *Terrain Logic™*. Este microcontrolador, então, “pensa” o que fazer e procura dar uma resposta mais adequada para o próximo passo. Assim que o sensor detecta o contato do pé no solo, emite uma informação a ser executada, adequando-se à superfície em que o usuário está localizado (OSSUR. Catálogo, 2012).

Por fim, a informação sobre o que fazer é repassada e, então, o dispositivo entra na última fase que é o “agir”, onde controles instruem um atuador linear de alta precisão para executar as funções, como: dorsiflexão (levantamento do dedo) em fase de balanço; ajustes de ângulo do tornozelo em terreno variado, em modo de saída da cadeira e em modo relaxado; e ajustes de altura do calcanhar ao trocar de sapatos (OSSUR. Catálogo, 2012).

Pesquisas no Massachusetts Institute of Technology (MIT) foram realizadas com o objetivo de controlar a potência do pé-tornozelo da prótese, para resultar em melhorias da simetria da marcha, velocidade de locomoção e melhor gerenciamento do consumo de energia, fornecendo energia mecânica na fase de apoio da marcha (MARTIN; POLLOCK e HETTINGER, 2010).

Estes estudos e avanços são visíveis em próteses esportivas, onde já foi possível visualizar um atleta amputado competir com atletas sem amputação na última Olimpíada em Londres 2012, nas provas de atletismo de velocidade.

O modelo utilizado pelo atleta da figura 33 é o *C-Sprint*, da Otto Bock, que possui uma mola dupla estreita que fornece armazenamento de energia. A mola ao ser comprimida sobre o solo impulsiona o atleta para frente, como se o mesmo estivesse pulando.

Figura 33: Próteses esportivas



FONTE: <http://www.nydailynews.com/sports/report-pistorius-revive-girlfriend-shooting-article-1.1266151> - [http://www.ottobock.com.br/cps/rde/xchg/ob\\_br\\_pt/hs.xml/8056.html](http://www.ottobock.com.br/cps/rde/xchg/ob_br_pt/hs.xml/8056.html)

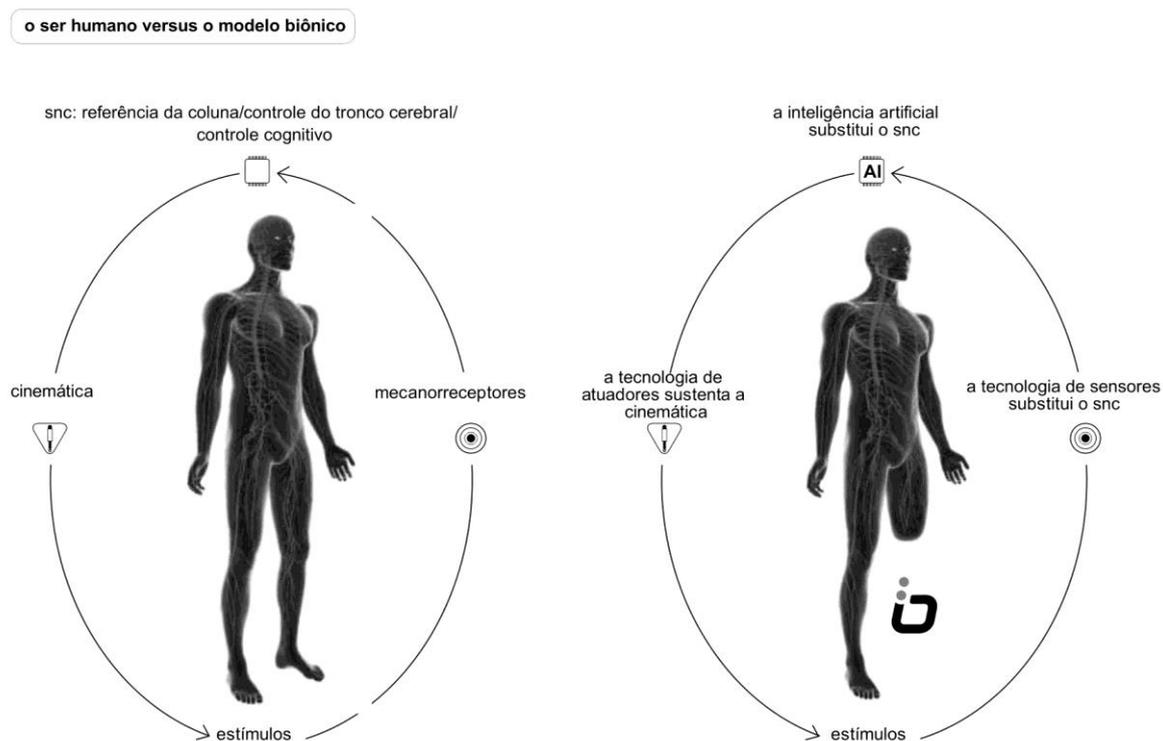
### 2.1.10 PRÓTESES MICROCONTROLADAS: CIC E IEC

Atualmente, existe uma variedade de dispositivos protéticos de membros inferiores, sendo diferentes em design e função. É relativamente nova a categoria de próteses controladas por microcontrolador que procuram imitar o sistema de controle anatômico humano. Elas superam a qualidade das próteses puramente mecânicas por incorporarem entrada de sensores, processamento, atuação de saída e entrada de recursos de *feedback*. Esse tipo de prótese processa as entradas que foram coletadas por sensores e escolhe os movimentos apropriados ao ambiente da marcha (MARTIN; POLLOCK e HETTINGER, 2010).

Sensores do tipo acelerômetros e ou giroscópios são posicionados no pé protético, com o objetivo de captar as ações que acontecem instantaneamente durante a marcha. Estes sensores possuem função similar aos receptores humanos, que passam informações ao nosso sistema nervoso central (cérebro), para que este analise e tome uma decisão sobre o que fazer. Nesta tecnologia de prótese, um microcontrolador, intitulado pela empresa Ossur, como inteligência artificial, recolhe as informações entregues pelos sensores da prótese, as avalia e aciona os atuadores, para que estes levem a informação até as partes mecânicas da prótese, gerando finalmente o movimento pretendido pelo microcontrolador. No sistema nervoso central, o cérebro, envia uma decisão para os nervos, que por sua vez, acionam os músculos, e estes são estimulados a se locomover, de acordo com a decisão tomada pelo sistema nervoso central (OSSUR. Catálogo, 2012).

A figura 34 faz um comparativo do sistema neural humano e do sistema de próteses microcontroladas para explicar o conceito que foi aplicado para o desenvolvimento dessa última geração de próteses de membro inferior, apresentando o ciclo da marcha em uma pessoa sem amputação e outra com o uso da prótese.

Figura 34: Comparativo entre sistemas nervoso humano e microcontrolado das próteses.



FONTE: Catálogo Ossur, 2012.

Ainda estão em fase de testes as próteses de membro inferior que se comunicam com o cérebro. As mais modernas desse tipo, as de membro superior, possuem uma diferença significativa entre o seu funcionamento e o do corpo humano, mostrando que há um grande potencial de inovação para que elas conseguissem ter uma melhor interação do comando cerebral para acionamentos mecânicos da prótese (MARTIN; POLLOCK e HETTINGER, 2010).

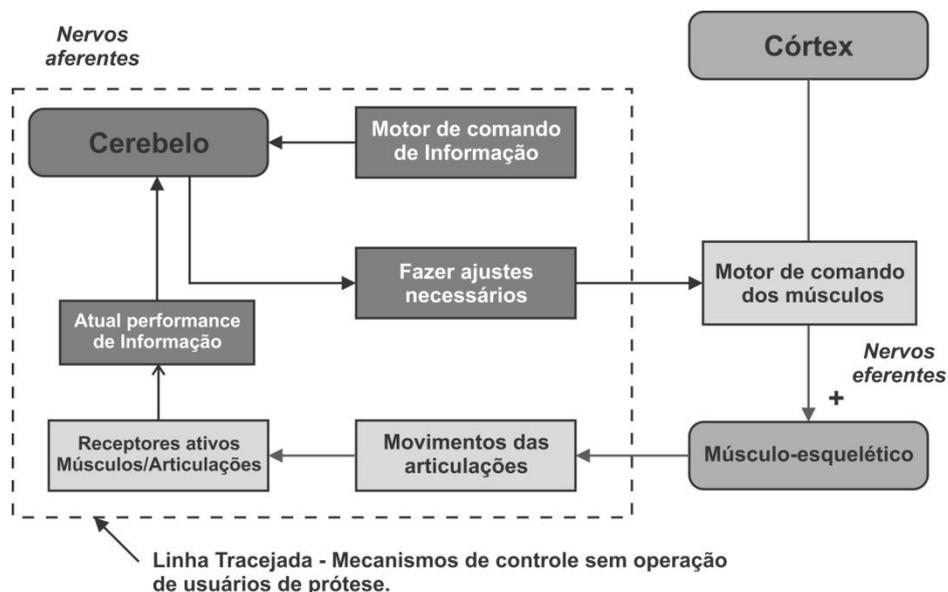
A amputação de um membro representa para uma pessoa a perda de muitas ações que são realizadas durante a marcha. Sem um membro, o indivíduo não conta mais com os nervos aferentes, também conhecidos como neurônios sensoriais, que são responsáveis pelo recebimento de estímulos nervosos, sentindo no ambiente: dor, calor e pressão, e a qualquer alteração neste ambiente, ele informa imediatamente o sistema nervoso central (SNC), levando informações do corpo, sendo via de entrada para o SNC. Com a perda de entrada de dados, o cerebelo também tem sua função prejudicada, pois ele é responsável pela manutenção do equilíbrio e pelo controle do tônus muscular, e dos movimentos voluntários. O cerebelo sem as informações têm dificuldade de

controlar, por exemplo, as ações de andar, correr e pular (MARTIN; POLLOCK e HETTINGER, 2010).

Os nervos eferentes, que recebem os estímulos enviados pelos nervos aferentes, continuam ativos em uma pessoa amputada. Estes nervos enviam uma resposta ao sistema músculo-esquelético, para que este, acione o sistema locomotor, gerando uma ação, como por exemplo, um deslocamento (MARTIN; POLLOCK e HETTINGER, 2010).

A figura 35 exibe a quantidade de ações que se perde em amputados que não possuem controle da prótese, mostrando as perdas em relação a uma pessoa sem amputação.

Figura 35: Sistema de funcionamento no homem para a marcha e perdas em um amputado.



FONTE: (MARTIN; POLLOCK e HETTINGER, 2010). Traduzido pelo Autor.

Novos dispositivos estão sendo projetados para imitar as funções de controle do nosso sistema nervoso, com a incorporação de sensores de entrada (informações do nervo do membro), processamento (cérebro), saída (excitação muscular) e entrada de realimentação (informações do nervo a partir do membro) (HARGROVE *et al.*, 2013).

Existem duas formas de classificar os tipos de próteses encontradas atualmente. As próteses do tipo de Controle Interno Computadorizado (CIC), que fornece dados de entrada para o microcontrolador controlar o dispositivo protético através de sensores da

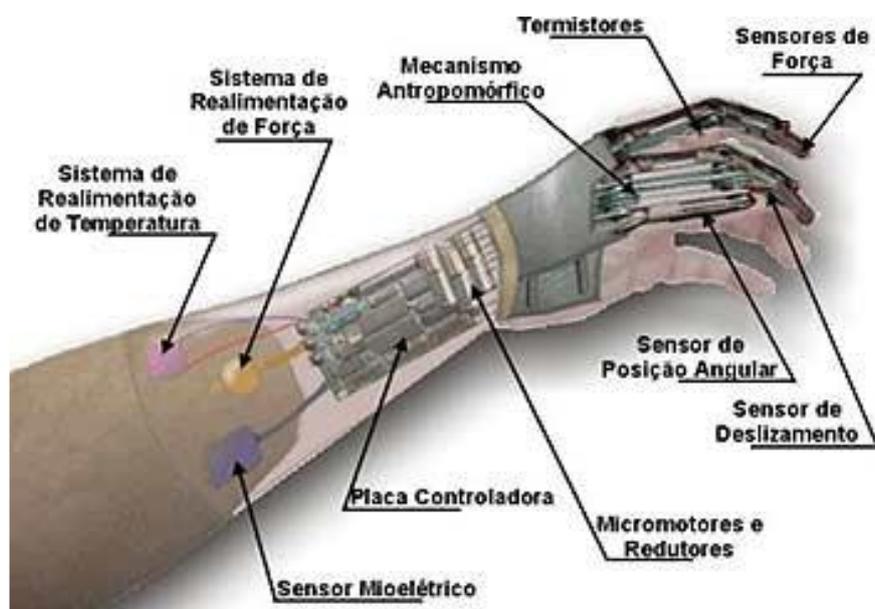
prótese, e o de Interação Externa Controlada (IEC), em que um microcontrolador externo é conectado ao sistema nervoso, que controla os movimentos do dispositivo protético.

O sistema CIC é usado na concepção do *Otto-Bock C-Leg*, em que os sensores internos na sola da prótese detectam a deambulação e a cadência da marcha no ambiente, e, assim, ajustam a resistência para acomodar essas variações na caminhada.

Sistemas IEC estão presentes na concepção de próteses de membro superior, e, recentemente, foram implementadas em próteses de membro inferior, que incorporam sinalização do usuário por atividade mioelétrica, fornecendo impulsos nervosos à prótese para o movimento funcional do dispositivo.

A seguir, na figura 36, pode-se visualizar o sistema IEC com atividade mioelétrica em uma prótese de membro superior.

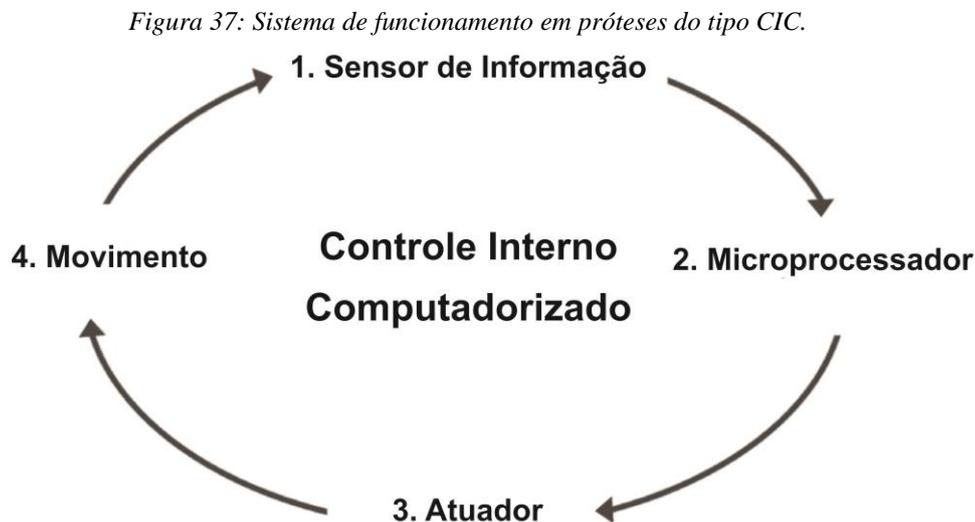
Figura 36: Sistema de próteses do tipo mioelétricas.



FONTE: <http://www.redetec.org.br/inventabrasil/maoscar.htm>

Nas próteses CIC, o sensor de entrada (sensor de informação), que podem ser: potenciômetros, encoders, sensores de força, acelerômetros e ou giroscópios, enviam dados para um microcontrolador, que define o próximo movimento. O microcontrolador, por sua vez, aciona atuadores, e estes ativam partes mecânicas da prótese, gerando o movimento pretendido (CATÁLOGO 2012 Ossur, 2012).

Este sistema não possui qualquer interação com o sistema nervoso central, sendo o controle da marcha feito totalmente por um sistema microcontrolado. A figura 37 mostra a lógica de funcionamento do sistema CIC.



*FONTE: (MARTIN; POLLOCK e HETTINGER, 2010). Traduzido pelo Autor.*

Nos próximos anos, entende-se que haverá uma quantidade restringida de entrada neural para o controle protético de membro inferior. Esse aspecto limita as informações que o amputado poderá utilizar para se locomover satisfatoriamente após a amputação. As próteses mais avançadas, que utilizam o sistema CIC, podem colocar o usuário em risco de acidentes, devido suas limitações no controle do movimento por parte do indivíduo. Se os sensores algoritmos de controle dos microcontroladores operarem incorretamente e determinarem uma resposta inapropriada para o ambiente em que o amputado caminha, essa ação pode trazer consequências gravíssimas ao usuário. A falha na operação entre o movimento pretendido pela pessoa e o movimento executado pelo dispositivo protético compromete a segurança, acarretando a diminuição da eficiência da marcha, o que pode motivar a rejeição do dispositivo pelo usuário (MARTIN; POLLOCK e HETTINGER, 2010).

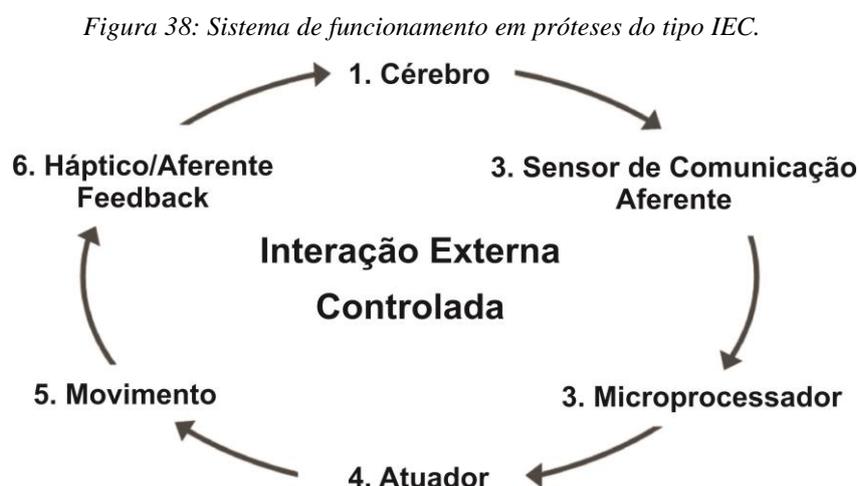
A deambulação normal exige movimentos imprevisíveis e de resposta imediata, que a pessoa deve avaliar e reagir em tempo real. Durante a deambulação de uma pessoa sem amputação, informações visuais e auditivas alertam sobre o ambiente, e o cérebro, então, prevê várias etapas à frente, podendo visualizar antecipadamente um desnível no seu percurso. Desta forma, é possível antecipar o movimento da perna para contornar

obstáculos sem ser preciso olhar para baixo, o que acontece de modo automático. Ao utilizar apenas os dados do sensor de próteses, esse tipo de previsão é impossível.

O sistema IEC pode ajudar a superar essa limitação, permitindo ao usuário efetuar o movimento do dispositivo através de eletromiografia (EMG), com integração neural com a prótese. Esse método, atualmente em desenvolvimento, teve o primeiro modelo de prótese de membro inferior apresentado na comunidade científica no ano de 2013 (HARGROVE *et al.*, 2013). A utilização de informações do usuário por meio de sensores de EMG, sistemas de reconhecimento de padrões corticais, ou sensores nervosos, podem, possivelmente, fornecer ao usuário relevante *feedback* tátil (MARTIN; POLLOCK e HETTINGER, 2010).

Nesta tecnologia de próteses, o cérebro envia informações aos nervos, e estes por sua vez, acionam os músculos para gerar o movimento. Os impulsos elétricos gerados pelo sistema nervoso, por meio das contrações dos músculos, são ampliados fornecendo a energia necessária para o movimento e para aplicação de forças de pressão na prótese (MARTIN; POLLOCK e HETTINGER, 2010). A decodificação desses impulsos, advindos das contrações dos músculos, alimenta eletrodos que estão em contato com o membro residual (coto), e esta decodificação realizada pelos sensores de eletromiografia enviam dados a um microcontrolador, que então analisa as informações e ativa atuadores que movimentam as partes mecânicas da prótese. O resultado deste movimento é visualizado pelo cérebro que entende o que foi realizado, e responde com um novo movimento ou uma nova ação a ser executada (HARGROVE *et al.*, 2013).

A figura 38 ilustra o sistema aplicado em próteses do tipo IEC.

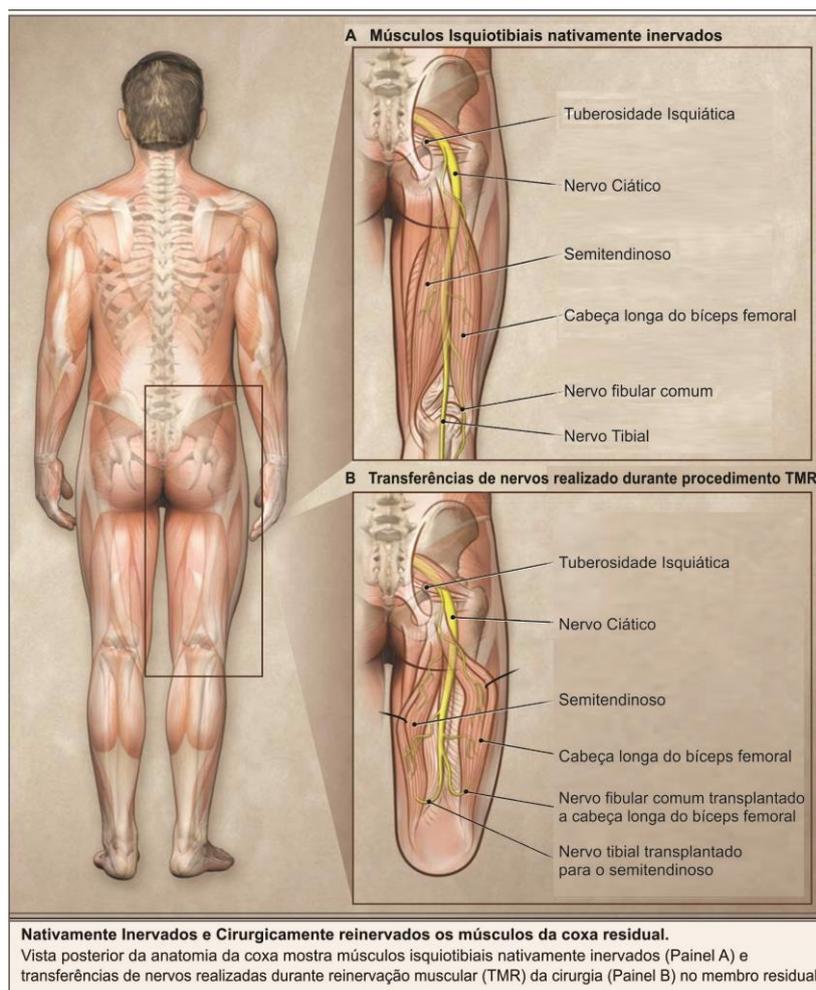


FONTE: (MARTIN; POLLOCK e HETTINGER, 2010). Traduzido pelo Autor.

Recentemente, em Setembro de 2013, estudo apresentado com um paciente amputado utilizando próteses do tipo IEC, apresentou melhoria na deambulação e controle da prótese, comparado com usuários que utilizavam prótese com joelho e sistema pé-tornozelo microprocessados do tipo CIC. O paciente que utilizava prótese controlada por Eletromiografia (EMG) mostrou mais agilidade na transição entre passos, apresentando uma marcha aproximada de um padrão de deambulação normal (HARGROVE *et al.*, 2013).

Para a utilização desse tipo de prótese, o paciente necessita de um processo cirúrgico de amputação chamado TMR (*Targeted Muscle Reinnervation*) - Reinervação Muscular Orientada -, que consiste na conexão dos nervos isquiotibiais, realizado pela costura do nervo tibial sobre o músculo semitendíneo, e o nervo fibular comum suturado junto à cabeça longa do bíceps femoral, conforme apresentado na figura 39 (HARGROVE *et al.*, 2013).

Figura 39: Detalhe do procedimento cirúrgico TMR em amputações.



FONTE: (HARGROVE *et al.*, 2013). Traduzido pelo Autor.

Pacientes que sofrem amputação não tem os nervos religados em outros músculos ao ser realizada a remoção do membro, estes nervos que estavam interligados junto aos músculos que foram amputados são apenas incisados, de modo que, ele continua recebendo estímulos do sistema nervoso central, mas não consegue responder as excitações, visto que não possui mais os músculos que anteriormente acionava. Deste modo, o procedimento cirúrgico de amputação TMR, permite recuperar ações de contração de músculos inativos que geram os impulsos para alimentação dos eletrodos na prótese. Os músculos isquiotibiais reinervados geram contrações que auxiliam no controle da prótese, principalmente na articulação do tornozelo, que apresenta mais dificuldades de controle em próteses do tipo CIC. Logo, a aplicação de controle da prótese por meio de sistema neural proporcionará benefícios para o controle total das articulações da perna durante a deambulação (HARGROVE *et al.*, 2013).

Embora o sistema IEC tenha apresentado melhorias, os pesquisadores Hargrove *et al.* (2008), indicam que são necessários incrementos para que o sistema se torne clinicamente viável, como, por exemplo, melhorar o sinal de EMG, visto que, se comparado aos sinais de sensores mecânicos, esses últimos apresentam resultados mais robustos. Além disso, é preciso que a junção do membro residual com os eletrodos se torne mais confortável durante a marcha, pois ambos necessitam estar em constante contato para o funcionamento do sistema.

A figura 40 mostra um paciente subindo escadas com um protótipo de prótese IEC controlada com integração neural (HARGROVE *et al.*, 2013).

Figura 40: Paciente utilizando um protótipo de prótese do tipo IEC.

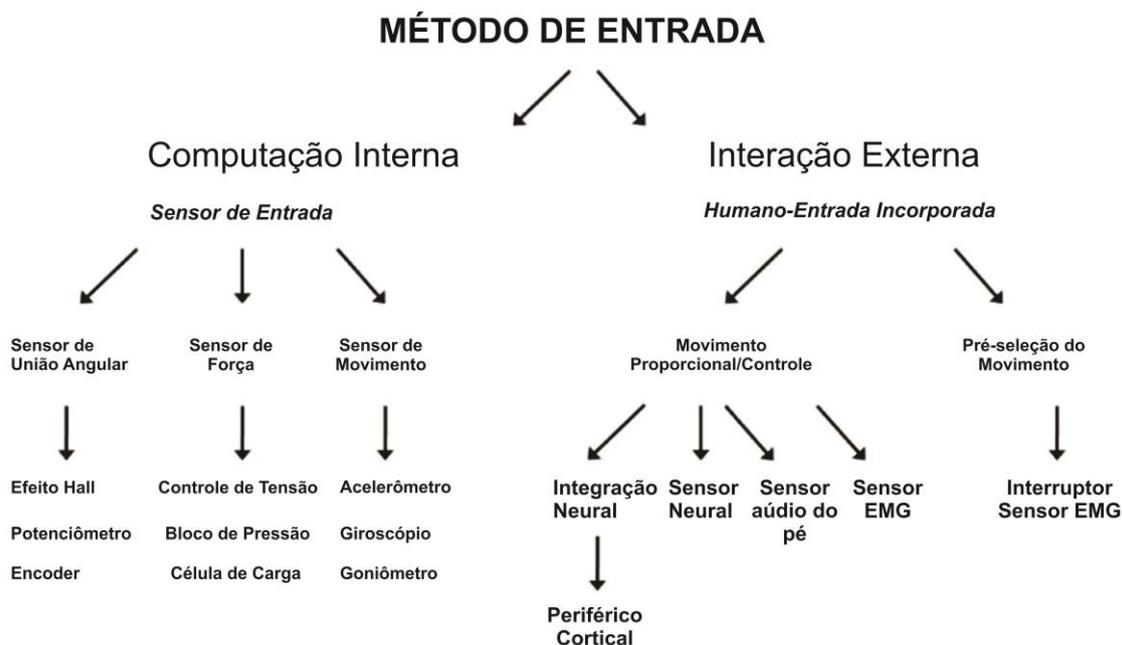


FONTE: (HARGROVE *et al.*, 2013). Traduzido pelo Autor.

À medida que o sistema de controle for capaz de se ajustar melhor ao indivíduo quer através de CIC ou IEC, a prótese terá capacidade de se adaptar às alterações ambientais e, por conseguinte, permitir o movimento biomecânico adequado pelo o usuário. Os novos estudos de próteses incorporam os sistemas CIC e IEC em uma única prótese, o que é vantajoso, porque permite ao amputado melhorar o nível de controle sobre o movimento previsível do dispositivo (IEC) e ter comunicação com o mesmo quando necessário (feedback IEC). Ainda permite que o dispositivo inteligente controle a prótese quando nenhuma entrada neural estiver sendo enviada (microcontrolador interno CIC) (MARTIN; POLLOCK e HETTINGER, 2010).

Na figura 41, é feito o comparativo entre os sistemas CIC e IEC, em que mostra que o sistema CIC tem uma tecnologia de controle interna, realizada por microcontrolador, que recebe dados de sensores de entrada (angular, força e movimento) e seus respectivos tipos de sensores, versus o modelo IEC, com interação externa, sendo o controle realizado através de atividade neural humana, que interage com os nervos e músculos, que por sua vez acionam componentes da prótese através de sensores de eletromiografia (EMG).

Figura 41: Comparação entre os sistemas CIC e IEC.



FONTE: (MARTIN; POLLOCK e HETTINGER, 2010). Traduzido pelo Autor.

Estes novos dispositivos devem garantir em tempo real alterações funcionais no ângulo da articulação protética, resistência de impacto e acionamentos da prótese, pois cada passada do indivíduo pode ser significativamente diferente da anterior, e o dispositivo protético deve considerar estas situações (MARTIN; POLLOCK e HETTINGER, 2010).

#### 2.1.11 AVALIAÇÃO DE PRÓTESES DO MERCADO

Normas para avaliação de dispositivos protéticos estão em desenvolvimento, pois existem poucos dados quantitativos comparando o desempenho de diferentes tipos de próteses. Com isso, a prescrição desses componentes é muitas vezes baseado no conhecimento empírico, ao invés de haver uma objetiva comparação de modelos protéticos. Uma avaliação recentemente feita por especialistas, em uma conferência da *State of the Science* (Estado da Ciência), revelou que a tomada de decisão clínica é impulsionada principalmente pela experiência e pela preferência, não se apoiando na evidência científica (LEIMKUELER, 2006).

A Organização Internacional de Normalização (ISO) possui um comitê técnico formado, o TC168, que tem como objetivo publicar uma norma com informações clínicas e serviços protéticos para pessoas com necessidades especiais. Entretanto, o desenvolvimento desta norma pode vir a ser demorado, visto que há uma grande multiplicidade de vários tipos de profissionais envolvidos, de áreas como: prescrição, projeto, fabricação e avaliação de próteses, o que dificulta a chegada a um consenso.

Na literatura científica elaborada para pacientes que utilizam próteses, foram criados três grupos de ferramentas, denominadas *diálogo descritivo*, *questionários de avaliação funcional* e *escalas de classificação numérica*, que buscam, nesse método, selecionar um modelo de prótese de forma mais estruturada, (LEIMKUELER, 2006), conforme segue :

*Diálogo descritivo* - É uma retroalimentação junto ao paciente, que consiste em conversar com o mesmo para buscar saber quais os produtos existentes que melhor se adaptam a ele e quais os aspectos que incomodam no uso.

*Questionário de avaliação funcional* - São questionários padronizados, feitos para avaliar funções específicas das próteses, avaliando desempenho e preferências.

Semelhantes aos questionários de pesquisa, porém, não são validados cientificamente. Esses questionários são compostos por um pequeno número de questões sobre cada função.

*Escalas de classificação numérica* - Questionário com escalas numéricas sobre as funções, buscando coletar percepções dos usuários quanto às funcionalidades e conforto de cada parte da prótese (LEIMKUELER, 2006).

Alguns indicadores de desempenho global de próteses têm sido sugeridos, como, por exemplo, aconselhar o uso de modelos que tenham aumento do comprimento do passo com cadência constante, o que resulta no aumento da velocidade da marcha e economia de consumo de energia (SILVER-THORN e GLAISTER, 2009).

Essas ferramentas disponíveis para avaliação de produtos protéticos ainda carecem de maiores testes, havendo, basicamente, apenas dois questionários: de avaliação da prótese e sobre atividades desempenhadas durante a marcha. Essa falta de avaliação, e, conseqüentemente, a indicação errada do modelo para o paciente, tem feito com que usuários utilizem a prótese continuamente por apenas duas semanas, e, após isto, deixem de usá-la, exatamente por causa da dificuldade em manipulá-la (DUERKSEN, 1995).

A indicação correta da prótese é papel fundamental para a recuperação do paciente e deve ser melhor avaliada pela equipe médica. Deste modo, o Governo Federal Brasileiro elaborou em 2013 um manual de guia médico, intitulado *Diretrizes de Atenção à Pessoa Amputada*, onde neste, apresentam-se formas de tratamento das fases pré-cirúrgica e cirúrgica, fase pós-cirúrgica imediata, pré-protética, protética e de atenções no uso, para que assim, mais profissionais envolvidos neste tratamento no país tenham melhores e maiores informações para o correto tratamento e escolha de produtos protéticos (BRASIL. Ministério da Saúde, 2013).

#### **2.1.12 REABILITAÇÃO: PROGRAMAS E PESQUISAS**

Nos Estados Unidos, devido ao aumento significativo de soldados que retornam com sequelas de guerra, o governo criou programas completos para a reabilitação dessas pessoas, que abrangem desde o salvamento da vida no centro médico, até a reintegração

delas à sociedade. O programa estabelece prazos a serem cumpridos após a amputação de cada indivíduo, que estão dispostos em:

### **Metas de curto prazo**

- Mobilidade - Mobilidade na cama; sair da cama para sentar na cadeira de rodas; locomover-se na cadeira de rodas.
- Manejo da dor - Dar suporte ao paciente psicologicamente, ajudando nas barreiras culturais e sociais que os mesmos enfrentam; interferir com uma boa comunicação entre o paciente, família, e equipe.
- Pele - Cuidados das feridas; tratamento de cicatrizes.
- Membros superiores - Atividades diárias funcionais com o uso de seu braço sã; treinamento com o seu braço protético; manter/melhorar a amplitude do movimento.
- Membros inferiores - Prevenção de contraturas; reforçar deambulação; manter/melhorar a amplitude do movimento.
- Exercícios - Abdominal e fortalecimento da coluna; recuperar/manter o equilíbrio sentado (HMACK; ELMORE e BRINDLEY, 2009).

### **Objetivos em longo prazo**

- Deambulação - Uso de dispositivos de assistência para caminhadas em casa; avançar para caminhadas na rua enfrentando obstáculos (meios-fios, escadas, montanhas); ser capaz de deambular em trilhas, ambientes com objetos, estradas, areia e cascalho.
- Ajustamento psicológico - Imagem corporal; relação com pessoas próximas; namoro/casamento; educação; emprego.
- Reabilitação profissional - Apoiar no plano educacional; participar dos benefícios de veteranos de guerra; assistência de cadeira de rodas; modificações em sua casa para a mobilidade.
- Reintegração comunitária - Interação com a família e com outros pacientes (HMACK; ELMORE e BRINDLEY, 2009).

O programa prevê, também, treinamento de habilidades básicas:

- Colocação e retirada da prótese;
- Treinamento de controles e operações básicas da prótese;
- Exploração de passatempos e interesses de lazer;
- Atividades em programas esportivos.

Essas ações se mostram importantes, indicando que o atendimento às necessidades do paciente para a reintegração na sociedade é fundamental conjuntamente com o programa de treinamento para o uso da prótese, permitindo que, com o bom uso do componente protético, o indivíduo se insira novamente na sociedade (GOFF *et al.*, 2008).

O tipo e qualidade da prótese que é recebida após a cirurgia pode afetar drasticamente a percepção dos pacientes sobre sua vida. Deste modo, alguns questionários são realizados a fim de mensurar a qualidade de vida das pessoas que utilizam produtos protéticos. Horne e Neil (2009) formularam um questionário com nove escalas: deambulação, aparência, frustração, resposta percebida, membro residual (higiene), aspecto social, membro são, utilidade e bem-estar. Estes itens eram avaliados quanto a funcionalidade, mobilidade, experiência psicossocial, sensações corporais (dor), satisfação com a prótese, e qualidade de vida.

Cada item desencadeava perguntas sobre determinados aspectos:

- Funcionalidade - Ajuste, conforto, peso, capacidade de equilibrar-se, energia gasta para utilizar a prótese.
- Mobilidade - Habilidade de andar com a prótese em espaços estreitos, subir morros, superfícies escorregadias, e escadas.
- Experiência psicossocial - Frustração, afeto nas relações com seus parceiros e familiares.
- Sensações corporais - Dores no uso da prótese, dor fantasma, lombalgia, dores musculares, entre outros.
- Satisfação com a prótese - Relação com o objeto, satisfação com a facilidade de locomoção com a prótese e a sua colocação.
- Qualidade de vida - Transtornos da vida cotidiana.

A pontuação contemplava dez valores, que iam de dez (extremamente satisfeito), até uma pontuação de zero (extremamente insatisfeito). De maneira geral, os resultados apontaram que os pacientes acreditavam que sua prótese era fácil de manipular, durável e funcional, com relativa facilidade na sua vida diária.

Um dos fatores que contribuíram para os resultados satisfatórios encontrados na pesquisa é a aplicação precoce de uma prótese, buscando uma deambulação logo após a cicatrização do coto, o que pode ajudar o paciente a manter algum nível de independência, enquanto psicologicamente lida com a perda do membro. A amputação é um evento devastador e a capacidade de manter um status funcional é o objetivo tanto do paciente, como do profissional de saúde (HORNE e NEIL, 2009).

Sabendo da importância em buscar a melhor solução possível para a melhora da condição de vida do amputado, a empresa Ottobock possui um extenso formulário, no qual solicita que a equipe médica preencha todos os campos, para avaliar qual a alternativa adequada para o paciente e qual trará os resultados apropriados. Portanto, o médico deve avaliar o paciente e documentar tanto a necessidade médica, como as capacidades funcionais. Preenchendo dados como:

- Necessidade de cuidados médicos (plano de tratamento, histórico e relatório físico operatório);
- Lado de amputação identificado claramente;
- Formulário assinado pelo médico assistente, e, preferencialmente, incluindo o nome impresso do médico e suas credenciais;
- Histórico da amputação, ou diagnóstico (razão para amputação) e data de amputação;
- Descrição das atividades da vida diária do paciente;
- Desejo do paciente de deambular futuramente.

Também devem ser preenchidos dados sobre o último exame físico realizado com o paciente para avaliar déficits funcionais. Estes dados incluem:

- Peso e altura, incluindo qualquer perda/ganho de peso recente;
- Exame cardiopulmonar;
- Exame Musculoesquelético;

- Força do braço e perna, e amplitude do movimento;
- Exame neurológico;
- Marcha;
- Equilíbrio e coordenação.

A preocupação por parte das equipes médicas em avaliar as soluções e dar o suporte apropriado ao paciente amputado, ainda estão muito aquém do melhor serviço que pode ser disponibilizados a esses usuários, e que os mesmos esperam como retorno (SEAMAN, 2010).

Em 1989, um estudo de Nielson *et al.*, com amputados que utilizavam próteses, verificou que a duração da visita e a capacidade do profissional protesista para se comunicar efetivamente com o paciente são dois fatores muito importantes que levam à satisfação do paciente amputado. Um novo estudo de Pezzin *et al.*, (2004) apresentou resultados favoráveis quando a equipe médica proporcionava maior atenção sobre as funcionalidades da prótese ao paciente, oferecendo informações e explicando maneiras de utilizar a prótese, para desmistificar o seu uso.

Neste contexto, foram realizados estudos para constatar os benefícios para o amputado no atendimento presencial com o profissional protético, ajudando a identificar possíveis deficiências no atendimento.

Entre agosto de 2008 e fevereiro de 2009, foi desenvolvida uma pesquisa na qual foram elaboradas perguntas para 50 indivíduos que usavam próteses de membros inferiores. O estudo baseou-se nos resultados de outra pesquisa realizada em 1991, com objetivo de constatar se haviam ocorrido mudanças consideráveis no atendimento aos pacientes e melhoria da satisfação com as próteses. Os resultados revelaram poucas mudanças no cenário, em que, por exemplo, em 1991, 53% dos amputados pesquisados indicaram ter pouca ou nenhuma informação sobre as próteses disponíveis, quer antes ou imediatamente após a sua amputação. E, quando inquiridos sobre o mesmo ponto, na nova pesquisa realizada entre 2008 e 2009, 59% dos entrevistados disseram que não tinham nenhuma informação sobre produtos protéticos (SEAMAN, 2010).

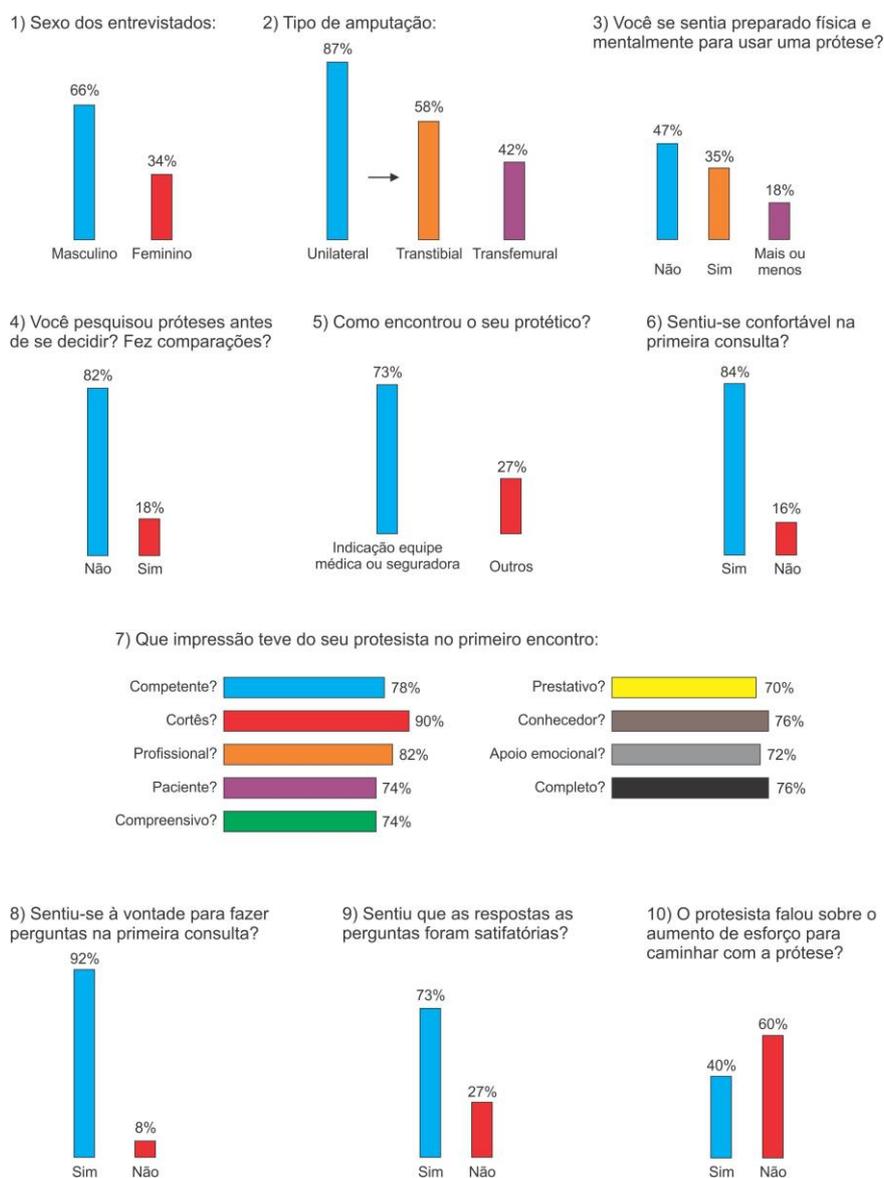
Quanto aos níveis de satisfação dos pacientes sobre o atendimento médico na aplicação da prótese no levantamento de 1991, 58% dos participantes indicaram ter trocado suas próteses por causa de sua insatisfação com competências de profissionais e/ou a forma como foram tratados pelo protesista. Na pesquisa concluída em 2009, 62%

dos participantes indicaram que não estavam felizes com qualquer serviço/tratamento oferecidos por seu protesista, e que também ficaram insatisfeitos com ajustes e funções de sua prótese.

Na pesquisa, os maiores anseios dos amputados, quanto à qualidade das próteses, é que elas sejam confortáveis e cumpram a sua função. 90% dos entrevistados em 1991 e 84% em 2009 afirmaram ter estes pontos como decisivos para a aceitação do produto protético.

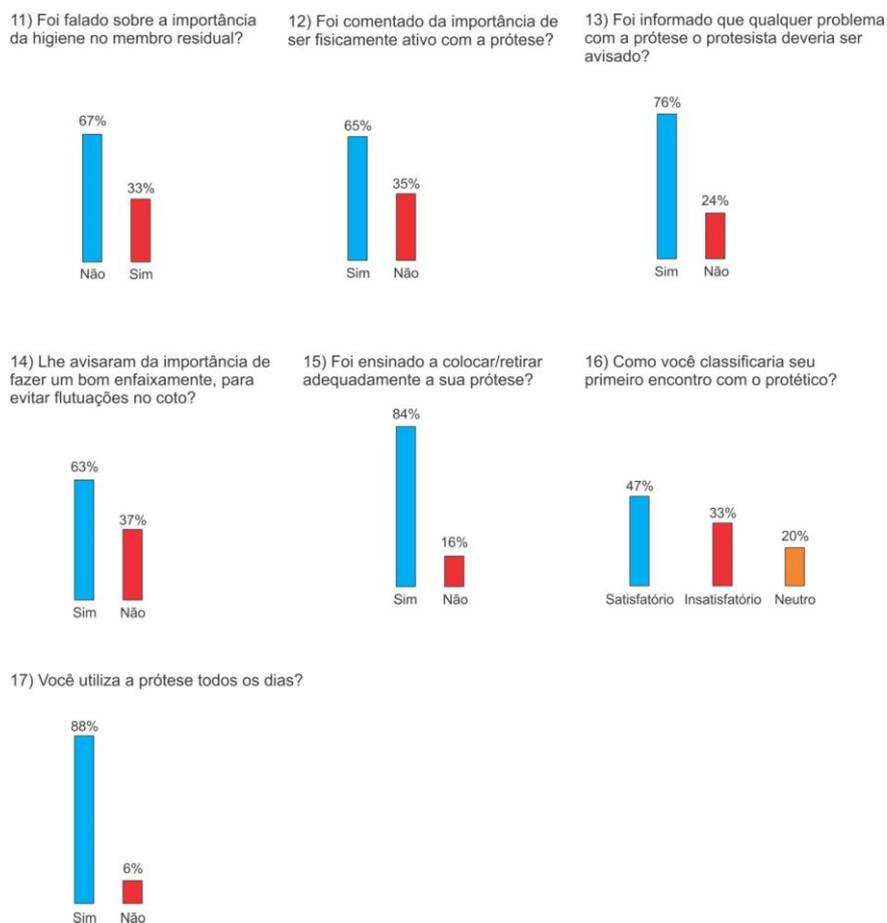
As figuras 42 e 43 apresentam gráficos com os resultados do questionário aplicado na pesquisa realizada entre 2008 e 2009.

Figura 42: Levantamentos de pesquisa com amputados sobre a qualidade técnica de profissionais da área médica.



FONTE: (SEAMAN, 2010) – Adaptado pelo Autor.

Figura 43: Levantamentos de Pesquisa com amputados sobre a qualidade técnica de profissionais da área médica. (Continuação).



FONTE: (SEAMAN, 2010) – Adaptado pelo Autor.

Outro dado importante é que a porcentagem de amputados que indicaram que o profissional protético tinha pouca ou nenhuma informação antes, durante ou após sua amputação foi de 53% em 1991 e 59% em 2009.

O resultado global de insatisfação sobre o protesista somente é percebido pelos pacientes no término do tratamento. Os pesquisados relatam ter tido uma boa impressão inicial do seu protesista, entretanto, com o decorrer do tratamento, o nível de satisfação foi reduzindo, sendo que menos da metade, apenas 47% dos participantes, avaliaram sua experiência global com o profissional como favorável. Os outros 53% avaliaram como insatisfatória e neutra, com 33% e 20% para cada item respectivamente. Apenas 25% dos participantes da pesquisa relataram que recomendariam 100% os profissionais protéticos que os trataram (SEAMAN, 2010).

No Brasil, estas pesquisas inexistentes, e embora hajam informações detalhadas do número de amputações no país, suas causas e a faixa etária das pessoas amputadas.

Ainda são raros os estudos que avaliam a satisfação e pontos de melhoria no produto apontados pelos usuários brasileiros de prótese. Podendo ainda o país implementar formulários de avaliação do tratamento e da qualidade de produtos protéticos, para que esta área melhore e se desenvolva no país.

### **2.2.1 A METODOLOGIA NO DESIGN**

O processo criativo do design agrega criatividade, senso de invenção e de inovação técnica, de forma intuitiva, e integra métodos científicos no desenvolvimento do projeto para produzir realidades materiais que desempenhem funções comunicativas. Consiste em um procedimento que define cuidadosamente o problema através de coleta de informações sobre possibilidades técnicas, sendo analisadas todas as informações, fazendo-se ligações e comparações entre elas e o problema e, posteriormente, gerando-se conceitos de soluções e alternativas que são avaliados e reavaliados, escolhendo uma ou várias soluções para serem testadas e, por fim, implementadas (BÜRDEK, 2006).

Ao projetar, é relevante avaliar antes de aceitar uma afirmação como verdadeira. Deve-se dividir o problema em um considerável número de partes para melhor entendê-lo e ordenar os pensamentos, iniciando pelos objetos de simples compreensão, fazendo descrições completas e procedendo a revisões gerais com a garantia de não ter omitido nenhuma informação. Antes de resolver-se por uma solução fácil e geral, o projetista deve considerar todas as operações necessárias que se seguem à análise dos dados (MUNARI, 2008).

Com propriedade dos dados, o projetista conhece o problema. Esse conhecimento é mais que informação, pois permite filtrar o valor informativo a partir de uma fonte de dados. Conhecer é reconhecer, compreender, captar e relacionar. Informação é apenas um dado sem avaliação (BONSIEPE, 2011).

A partir desse entendimento, o próximo passo deve ser estabelecer a missão do projeto, onde o uso sistemático da metodologia permitirá descrever os objetivos a serem alcançados (MAXIMIANO, 2008). A metodologia de projeto é a maneira de obter os resultados almejados, de maneira organizada e estruturada, garantindo que o produto seja um item de sucesso comercialmente. A primeira ação na metodologia é encontrar o que tem valor para o cliente e, a partir disso, tomar ações no projeto, como a padronização do produto, redefinição de processos, ou a busca de novos serviços

(DRUCKER, 2010). Esse valor é o chamado benefício básico do produto, que deve nortear as atuações da equipe de projeto, para que depois avalie e trabalhe nos benefícios auxiliares, a fim de agregar maior valor percebido (BAXTER, 2000).

Para o desenvolvimento, deve-se entender qual o contexto do produto e o que acontece antes, durante e depois do uso (KIM e MAUBORGNE, 2010). Com esses dados, busca-se adaptar produtos ao uso para melhor atender as necessidades físicas e psíquicas de grupos de usuários (LÖBACH, 2001). É, através de avaliações de pesquisas realizadas com os usuários, acompanhamento aos locais onde e como os produtos estão inseridos e base na literatura, que se obterão fontes para o desenvolvimento satisfatório do produto final para o cliente.

O atendimento das necessidades se consegue por meio de projeto. Conforme Back *et al.*, (2008), projeto de Design ou Engenharia é o "uso de princípios científicos, informações técnicas e imaginação na definição de estruturas, máquinas ou sistemas para desempenhar funções pré-especificadas com máxima economia e eficiência".

Mais especificamente, Löbach (2001) afirma que o design é projeto, plano, esboço, desenho, croqui, construção, configuração e modelo. Gomes Filho (2006) desmembra o processo de design em:

- 1) Uso principal e específico do produto;
- 2) Operacionalidade do produto;
- 3) Ergonomia do produto;
- 4) Níveis de informação do produto;
- 5) Aparência estético-formal do produto;
- 6) Imagem simbólica do produto;
- 7) Dimensões semióticas do produto;
- 8) Técnicas do produto;
- 9) Tecnologias do produto;
- 10) Material do produto;
- 11) Sistema construtivo do produto;
- 12) Sistema de fabricação do produto;
- 13) Normalização do produto;
- 14) Criatividade no design do produto.

De Bes e Kotler (2011) ampliam a contribuição do design no projeto, afirmando que o seu papel contempla um ciclo inteiro, que pode ser visualizado na figura 44.

*Figura 44: Ciclo do Design no desenvolvimento de produtos*

Objetivos – Pesquisa – Ideias – Avaliação – Desenvolvimento - Lançamento

*FONTE: (DE BES e KOTLER, 2011 p. 34).*

Esse ciclo deve ser organizado em uma metodologia que, conforme PAHL *et al.*, (2005), auxilie nas tarefas de:

- Planejar e esclarecer a tarefa - definição informativa;
- Conceber - definição preliminar;
- Projetar - definição da configuração;
- Detalhar - definição da tecnologia de produção.

A importância em organizar o trabalho de projeto por meio de um método estruturado é que, com isso, permite-se mensurar de forma mais assertiva o custo final do produto. Um projeto que siga esse tipo de estruturação custa, em média, apenas, 5% do total do preço do artefato (BACK, *et al.*, 2008).

É preciso avaliar todos os fatores, através da aplicação de métodos de análise de cada fase do projeto, verificando, ao fim de cada etapa, se a mesma foi concluída de forma satisfatória (PAHL, *et al.*, 2005).

Seguidamente, equipes de projeto deparam-se com problemas para resolver, como projetar um grafite que precisa ser fino para ser facilmente apontado, mas, ao mesmo tempo, deve ter apropriada espessura para não quebrar facilmente durante o uso. Esse tipo de conflito é encontrado diariamente na solução de projetos e, sem uma boa estrutura de desenvolvimento, certamente não chegarão a bons resultados (PETROSKI, 2008).

Logo, o desenvolvimento no design necessita de método, e a busca por requisitos de projeto para próteses de membro inferior, deve empregar tais técnicas, a fim de coletar e organizar as informações durante o desenvolvimento dos requisitos de projeto.

Percebe-se de acordo com os autores, que não existe trabalho sem método, de outra forma, os resultados alcançados fatalmente não atenderão aos objetivos desta pesquisa. Assim, o trabalho deve empregar uma metodologia para a orientação no

desenvolvimento que busque soluções que efetivamente forneçam dados para futuros projetos de próteses de membro inferior de menor custo.

Ainda conforme Ostrower (1976), estabelecido um método, pode-se utilizar técnicas de criatividade na aplicação da metodologia, onde tarefas de projeto utilizam ferramentas para a obtenção de soluções diferentes para um determinado problema. Com isso, a utilização de processos criativos no desenvolvimento mostra-se importante para o encontro de ideias consideradas não convencionais e que apresentam soluções satisfatórias.

### 2.2.2 O USO DA CRIATIVIDADE NO DESENVOLVIMENTO

Embora se trabalhe muito na criação de metodologias para o processo criativo, os projetistas frequentemente buscam e descobrem soluções para problemas difíceis através da intuição. Após uma fase de busca e reflexão, a solução lhes ocorre por meio de um lampejo ou uma ideia nova, que, repentinamente, aparece no pensamento e cuja origem e formação muitas vezes não podem ser rastreadas (PAHL, *et al.*, 2005).

Para encontrar o conceito criativo, é importante ter conhecimento do motivo pelo qual se desenvolve o projeto e quais os resultados pretendidos, sabendo-se que não é preciso de grandes investimentos financeiros para ser criativo (PHILLIPS, 2008).

Segundo Steve Jobs, criatividade é simplesmente conectar coisas (GALLO, 2010) e, para isso, é necessário que o projetista tenha um repertório cultural, técnico e de experiência profissional que acumulado e quanto mais extenso pressupõem-se aumentar a capacidade inventiva (BACK, *et al.*, 2008).

A criatividade depende de muito esforço e talento de cada pessoa. A inspiração normalmente não surge do nada, representa uma resposta à necessidade de solucionar um determinado problema. Ela origina-se de informações que são estudadas, preparadas e encubadas até que surja uma ideia, que geralmente desperta quando não estamos pensando no problema (BAXTER, 2000).

Este método de criatividade foi proposto por Wallas em 1926 *apud* Lubart (1976), dividindo o processo criativo em quatro etapas: pesquisa de informações, incubação, iluminação (consciência da ideia criativa) e verificação ou teste da ideia elaborada, onde as etapas de *incubação* e *iluminação*, referem-se ao chamado esforço criativo.

- *Incubação* - É a fase de internalização das ideias, quando elas estão disponíveis e adormecidas na mente. Todos os elementos essenciais à solução do problema estão prontos para que uma descoberta criativa possa vir à tona. Isto envolve a assimilação e o processamento das informações no interior do cérebro. Deve-se ficar tranquilo e relaxado e não pensar no problema, assim, o inconsciente trabalha convertendo as informações coletadas em novos conceitos em busca da solução do problema.
- *Iluminação* - Quando as ideias começam a surgir. É preciso registrá-las rapidamente, mesmo que pareçam banais ou absurdas, pois muitas ideias perdem-se por se confiar apenas na memória.

Este processo também pode ser enunciado como sugerem Bes e Kotler (2011) na figura 45, com início no foco do problema, passando por um deslocamento para busca de ideias e, finalmente, fazendo conexões para obter soluções.

*Figura 45: Funcionamento da criatividade.*

*Foco – Deslocamento – Conexão*

*FONTE: (DE BES e KOTLER, 2011 p.99).*

Cientistas, como Berns, que estudam inovação, criatividade e comportamento cerebral, sustentam que a resposta é “bombardear o cérebro com novas experiências” (GALLO, 2010).

Para Back *et al.* (2008), o processo criativo pode ser descrito e organizado, seguindo o seguinte roteiro:

- *Preparação* – O seu ponto de partida é a formulação do problema e a busca de informações ou de habilidades. A formulação do problema consiste na elaboração das especificações de projeto;
- *Esforço concentrado* - Encontrar soluções requer um trabalho árduo. Frequentemente se ouve que a solução é encontrada com muito mais transpiração do que inspiração. Nesta etapa, é conveniente um afastamento temporário do problema;
- *Seleção das ideias* - Os pontos fortes e fracos das ideias geradas devem ser considerados. Devem-se gerar no máximo seis alternativas e registrá-las;

- Revisão - Uma vez encontradas as soluções, ou um conjunto delas, deve-se generalizá-las e, finalmente, submetê-las a avaliações diante de restrições do problema;
- Definição correta do problema - O primeiro fator para a obtenção de uma solução inovadora e útil é ter um problema definido de forma clara e precisa. Um problema bem formulado reflete em um problema parcialmente resolvido.

Segundo os autores, a aplicação deste método pode trazer benefícios e não trata-se de perda de tempo, mas sim horas investidas em torno do problema. Eles sugerem que a aplicação de processos criativos podem trazer diferentes soluções, desviando-se do pensamento convencional (BACK, *et al.*, 2008).

Durante a etapa de construção de conceitos, pode haver alternativas que sejam incompatíveis umas com as outras. Assim, Cheng e De Melo Filho (2010) aconselham o uso da Matriz de Correlação, em que são realizados cruzamentos e analisa-se cada item para verificação de correlação entre os mesmos, havendo níveis de correlações que variam entre forte, médio e fraco.

Esta matriz é uma ferramenta aplicada no QFD (*Quality Function Deployment* – Desdobramento da Função Qualidade), com o objetivo de analisar todo o processo, seja de desenvolvimento, manufatura e produção. Inicialmente é realizado um mapa de todas as características e informações de um projeto, e, posteriormente, estes dados são avaliados quanto as suas correlações, avaliando entre Qualidades Exigidas (desejo do usuário) e Características da Qualidade (características técnicas). As Qualidades Exigidas devem sempre ser prioritárias em relação às Características da Qualidade, para que assim sejam atendidas as necessidades do cliente, mesmo que uma característica importante para o usuário (Qualidade Exigida) seja considerada complicado para ser fabricado (Características da Qualidade).

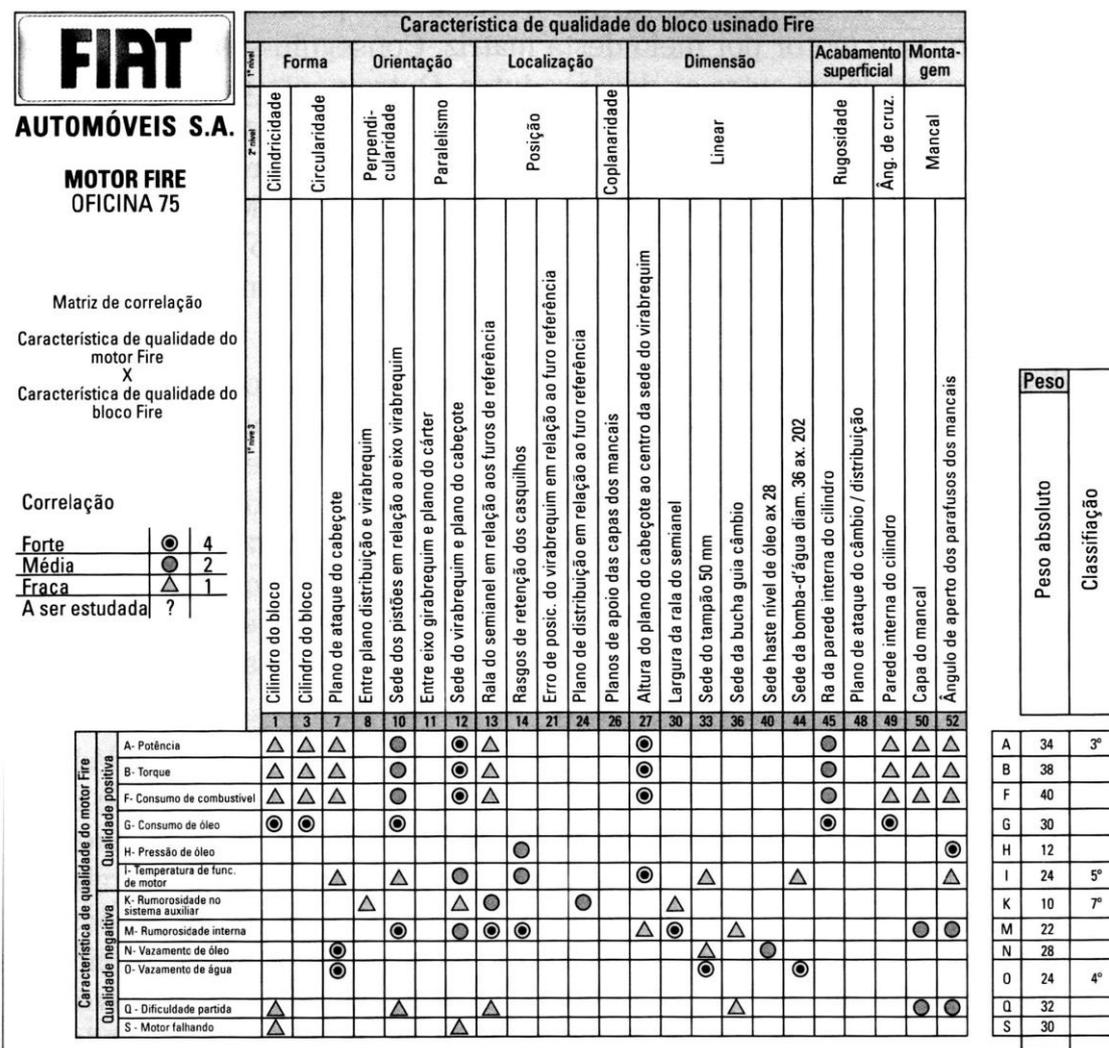
Estes dados são cruzados para que a verificação de incompatibilidades possa ser realizada, e havendo-as, deve-se fazer uma escolha, que deverá ser realizada a partir de uma classificação de importância das Qualidades Exigidas de acordo com o peso de importância atribuído no projeto específico (CHENG e DE MELO FILHO, 2010).

Esta matriz é aplicada em casos que existe quantidade de informações que podem ser conflitantes durante o desenvolvimento do projeto, sendo então classificadas e até mesmo reprovadas, para que se dê continuidade no projeto. Métodos que empregam

técnicas de criatividade podem trazer maior número de ideias no momento de avaliação e desenvolvimento da pesquisa, necessitando, assim, desta classificação (BACK, *et al.*, 2008).

A figura 46 mostra um exemplo de matriz utilizando este método para um desenvolvimento de um motor da empresa Fiat.

Figura 46: Exemplo de Matriz de Correlação.



FONTE: (CHENG e DE MELO FILHO, 2010 p.361).

Esta matriz foi empregada pela empresa para melhor avaliar as alternativas geradas para a construção do motor específico. Deste modo, foram elencados qualidades exigidas para o projeto do motor, cruzando com as características da qualidade, que tratam-se dos meios para o atendimento das qualidades exigidas. O emprego da matriz possibilitou avaliar item a item, verificando que ideias e soluções poderiam ser implementadas no projeto. Estes cruzamentos geraram níveis de correlação entre forte,

média e fraca, apresentando para a equipe de projeto que ações tomar no desenvolvimento para atingir as qualidades exigidas para o motor. Os itens avaliados para a qualidade exigida foram: potência, torque, consumo de combustível, entre outros, e, que posteriormente, foram cruzados e analisados com itens como: forma, orientação, localização, dimensão, acabamento superficial e montagem. Estes últimos foram subdivididos e descritos as ações de projeto, relatando as características técnicas para o projeto. Com isso, foi possível analisar a matriz e relacionar que ações implementar no desenvolvimento do produto para o atendimento das qualidades exigidas.

Esta matriz apresenta uma forma de classificar e selecionar soluções de projeto de forma melhor estruturada, sendo importante para a seleção de alternativas de projeto. Logo, a aplicação de análises que busquem a coleta de informações diferentes durante a avaliação de cada item em um produto, se apresenta como uma metodologia importante para a análise das próteses de membro inferior atuais, podendo originar novos dados para a geração de requisitos de projeto.

Deste modo, o emprego de uma metodologia que analise de forma ampla o produto se faz necessário para a geração de informações para o desenvolvimento, e neste sentido a metodologia do *Design for X*, enquadra-se, pois através dela é possível avaliar todo o ciclo de vida do produto, e assim, coletar um maior número de informações e detalhes para a geração de requisitos de projeto para a presente pesquisa.

### 2.2.3 METODOLOGIA DO DESIGN FOR X

Atualmente, a importância de prever todas as etapas do ciclo de vida do produto define o seu sucesso. O consumidor pondera todo o ciclo de vida do produto para verificar se a soma do custo de aquisição com os custos de pós-venda é atraente. Logo, não basta pensar na existência do produto até o momento da sua compra, é preciso avaliá-lo quanto à manutenção e descarte (BACK, *et al.*, 2008).

Para isso, técnicas de projeto foram elaboradas para possibilitar a avaliação de diversas características no produto durante a sua concepção, e o emprego da metodologia conhecida como *Design for X*, que analisa o projeto de um produto sob diversos aspectos, vem sendo utilizado em diversas ambientes acadêmicos e profissionais (PAHL, *et al.*, 2005).

Esta metodologia engloba a análise de diferentes pontos de projeto de um produto, foi elaborada para auxiliar projetistas na avaliação de impactos na sua tomada de decisões durante o desenvolvimento. Estas escolhas realizadas influenciam diretamente em todo o ciclo de vida do produto, e as principais técnicas de aplicação deste método são (PAHL, *et al.*, 2005).:

- DFM – *Design for Manufacture* (Projeto para Manufatura);
- DFA/DFD – *Design for Assembly/Disassembly* (Projeto para a Montagem/Desmontagem);
- DFQ – *Design for Quality* (Projeto para a Qualidade);
- DFE – *Design for Environment* (Projeto para o Meio Ambiente);
- DFS – *Design for Service* (Projeto para a Manutenção);
- DFLC – *Design for Life Cycle* (Projeto para o Ciclo de vida).

Além destas técnicas do *Design for X*, muitas empresas acrescentam outras estratégias, como por exemplo, a inovação do produto a esse método, avaliando no começo do desenvolvimento a inovação para agregar valor e, assim, criar diferenciação dos modelos de produtos concorrentes (BROWN, 2010).

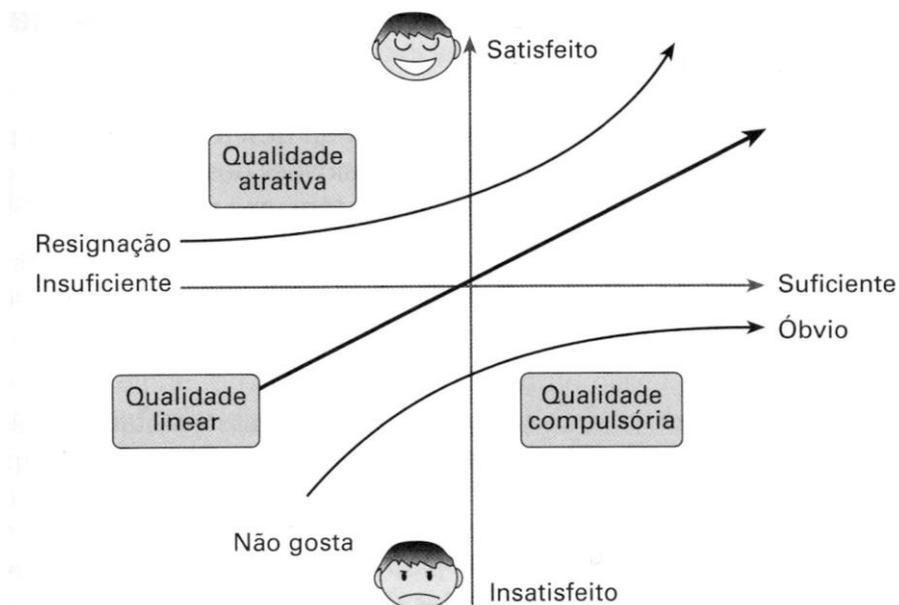
Entender o que é inovação, e como ela é conseguida, é importante em um método de projeto. Cheng e De Melo Filho (2010) traduzem inovação como Qualidade Óbvia (tecnologia atual), Qualidade Linear (inovação incremental) e Qualidade Atrativa (inovação disruptiva), onde:

- *Qualidade Óbvia* – é aquela que causa sentimentos de obrigação aos clientes, em que o atendimento da função é básico, e o seu não cumprimento adequado gera enorme insatisfação.
- *Qualidade Linear* – é aquela que gera mais satisfação ao cliente quando aumentado o desempenho do produto. Entretanto, se essa vantagem adicional não funcionar satisfatoriamente, causa irritação.
- *Qualidade Atrativa* – é aquela que, mesmo que o desempenho de uma nova função seja insuficiente, a baixa performance será aceita com resignação pelos clientes por se tratar de algo ainda novo. Caso essa novidade

funcione perfeitamente, vai gerar grande satisfação, surpreendendo e encantando o cliente.

A figura 47 mostra como o consumidor reage quando essas qualidades estão expostas no produto.

Figura 47: Relação da qualidade do produto com a satisfação.



FONTE: (CHENG e DE MELO FILHO, 2010 p.101).

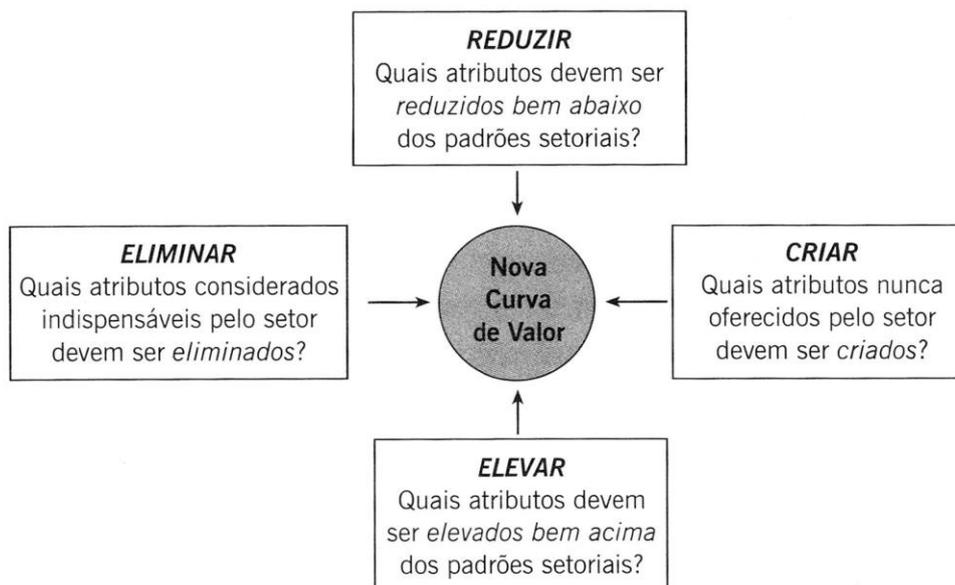
Gallo (2010) sugere características comuns da inovação que, segundo o autor, são:

- *Simplicidade* – Não invente, faça o “feijão com arroz”;
- *Surpresa* – Chame a atenção. Quebre a inércia;
- *Especificidade* – Quanto mais específico melhor;
- *Credibilidade* – Dê garantias e evidências.

Kim e Maugborne (2005) recomendam a aplicação do método das quatro ações, que buscam oportunidades no produto que ainda não estão sendo exploradas de alguma maneira pelos produtos do mercado. A técnica consiste em avaliar de forma separada o produto, buscando Reduzir, Criar, Elevar e Eliminar algo no objeto analisado, para gerar valor ao cliente, como pode ser visualizado na figura 48.

Figura 48: Modelo das quatro ações.

### Modelo das quatro ações



FONTE: (KIM e MAUGBORNE, 2008 p.29).

Uma das características da inovação é a simplicidade, fundamental para o desenvolvimento de produtos. Segundo Einstein, o melhor projeto é o mais simples e que funcione. Deter Rams afirmava que existem muitos objetos desnecessários por toda a parte (GALLO, 2010).

Inovações complexas, geralmente, não funcionam e empresas que, ao tentar satisfazer todos os clientes em um único produto, não conseguem atender ninguém. O comprador busca: utilidade (valor), preço, adequação social e econômica (DRUCKER, 2011).

O produto deve ter apenas o necessário, mas é comum equipes de projeto, na ânsia de desenvolver o melhor produto, acrescentar itens que não farão diferença para o usuário. A eliminação de partes desnecessárias pode melhorar a sua aparência, deixando o equipamento mais simples, mais fácil de usar e aumentar sua confiabilidade ao remover uma possível causa de falha (MUNARI, 2008).

Combinar várias funções em uma única peça pode trazer vantagens, como tornar o produto mais compacto, reduzindo custos de fabricação e montagem. Geralmente, um produto com menor número de peças tem menos falhas, o que reduz sua reposição de estoque (BACK, *et al.*, 2008).

Alcançar a simplificação exige muito trabalho, engenho e considerável conhecimento. Normalmente, um produto ou solução extremamente simples, demandou esforços mentais muito complexos para a resolução do problema (PETROSKI, 2008).

Na solução do problema, é essencial eliminar tudo o que não serve para a realização dos objetivos, na certeza de reduzir custos, diminuir o tempo de trabalho, de montagem e de acabamento. É preciso examinar o que é fundamental para a efetivação do que o objeto se destina, verificando se todas as partes são imprescindíveis ao seu funcionamento (MUNARI, 2008). O que está em excesso e não exerce impacto sobre o desempenho do produto deve ser eliminado imediatamente do projeto. Além de onerar o artefato, pode aborrecer o cliente por gerar dificuldades no uso (KIM e MAUGBORNE, 2010).

Na simplificação de um projeto, deve-se questionar sobre o produto: para que serve e o que faz cada parte. O foco deve ser sempre no essencial, sem despendar tempo com o que não agrega valor ao usuário (BACK, *et al.*, 2008).

A simplificação pode ser também empregada na metodologia do *Design for X*, obtida, segundo Munari (2008), analisando produtos concorrentes e avaliando se o artefato pode ser projetado suprimindo partes. O autor exemplifica o método de raciocínio na famosa cadeira de Thonet, objeto ícone do século XVI, que, após extensa análise em relação às cadeiras fabricadas na mesma época, obteve redução drástica do número de peças, e, conseqüentemente, do custo do produto.

As figuras 49 e 50 exibem comparativos desta cadeira em relação a dois modelos distintos, com grandes diferenças em relação à quantidade de peças e processo de fabricação. Os modelos de cadeiras Windsor e Chiavari apresentam 23 e 16 peças, respectivamente, enquanto que a cadeira de Thonet é composta apenas por 6 peças, o que simplificou a montagem desse produto, fundamentando-se em um novo processo de fabricação, por meio da madeira recurvada, o que pode reduzir o número de peças.

Figura 49: Modelos de cadeiras fabricadas no século XVI, contendo muitas partes.



FONTE: (MUNARI, 2008 p.129).

Figura 50: Cadeira de Thonet, composta por apenas 6 peças.



FONTE: (MUNARI, 2008 p.127 e 131).

A simplificação geralmente reduz custos, mas, essa atividade pode se tornar um problema, porque produtos com componentes inteiriços ou constituídos por peça única impossibilitam ajustes ou reparos, o que dificulta o uso para configurações diferentes de montagem. Deste modo, como forma de ofertar produtos a uma ampla faixa de necessidades, de forma racional e econômica, desenvolveu-se o conceito de projeto para modularidade, em que seus benefícios são (BACK, *et al.*, 2008):

- Módulos produzidos em paralelo, reduzem o tempo de produção;

- Personalização de produtos realizada de maneira mais rápida através do projeto de apenas alguns módulos;
- Facilidade de atualização tecnológica do produto pela troca de módulos obsoletos;
- Agilidade de diagnóstico de falha, reposição e reparo de módulos.

A divisão modular atende diversas funções e otimizam a produção por permitir usar os mesmos blocos em produtos distintos, tendo como vantagens (PAHL, *et al.*, 2005):

- Redução de prazos de entrega;
- Possibilidades de substituição e consertos;
- Melhorias nos serviços de peças de reposição;
- Oportunidade de modificações e extensões da função do produto posteriormente;
- Eliminação de falhas, devido à maturação do layout.

A modularidade, que é obtida pelo desmembramento em módulos, está diretamente relacionada à montagem. Porém, a segregação do produto em partes exige que componentes sejam projetados de maneira que a montagem fique correta, permitindo apenas um modo de montar o conjunto. Isso reduz a fadiga do operador, por impossibilitar o erro humano, sem perda de tempo para retrabalhos, o que aumenta a produtividade (PAHL, *et al.*, 2005).

A impossibilidade de montagem incorreta pode ser obtida através de polarizações, onde uma peça se encaixa a outra apenas de uma maneira, e, além disso, devem-se acrescentar orientações para facilitar o processo (BACK, *et al.*, 2008).

Instruções detalhadas de montagem, que incluam desenhos completos de subconjuntos e do produto (pré-montagem, montagem final), listas de itens de montagem, e demais especificações, são importantes, também, para orientar o operário durante a execução (PAHL, *et al.*, 2005).

Ainda, para verificar se o projeto foi atendido no quesito montagem, é aconselhável que o projetista faça as seguintes perguntas constatando se o produto terá facilidades na montagem.

- Os componentes a serem montados são de fácil identificação?
- A montagem é rápida e compreensível?
- É necessário desmontar peças para acessar outras partes?
- A operação necessita de informações especiais?

Avaliar cuidadosamente a etapa de montagem durante o projeto é importante também para reduzir custos, eliminando perdas de tempo do operador, ao evitar a sua tarefa de descobrir como proceder à montagem das peças (PAHL, *et al.*, 2005).

Além de buscar reduzir o tempo durante a montagem, deve-se atentar para a segurança do montador, para que ele não sofra qualquer tipo de acidente durante o procedimento de montagem. Esta preocupação com a segurança deve ser estendida ao produto pronto, evitando que um mau uso do objeto cause danos ao usuário (DE MADUREIRA, 2010).

Ao manusear produtos, há suscetibilidade das pessoas cometerem erros, porém isso não deve afetar ou atrapalhar o funcionamento de um produto, comprometendo a segurança. Deve-se procurar antecipar os erros humanos, pois estes são prováveis, e os projetistas devem reconhecer que, possivelmente, em algum momento, o usuário vai operar o objeto de forma incorreta. Com isso, é desejável encontrar soluções livres de falhas ou que minimizem o problema da ocorrência de erros (NORMAN, 2006).

Segundo Pahl *et al.* (2005), uma falha de projeto que cause algum dano ao usuário pode ser previamente reduzida, mas nunca erradicada, pois, segundo os autores, alguém sempre irá utilizar algum elemento de modo que não foi previsto pelo desenvolvedor. Entretanto, devem-se utilizar recursos de projeto durante todo o seu desenvolvimento para a busca da segurança no produto como:

- Evitar cantos vivos, ranhuras e furos profundos e com pequeno diâmetro;
- Provê-lo de guardas ou proteções;
- Avisar o usuário sobre riscos no uso;
- Tempo curto de aprendizado para operação.

Estima-se que 80% de todas as falhas, tanto de operação, quanto de segurança, deve-se ao planejamento, desenvolvimento e projeto deficientes (PAHL, *et al.*, 2005). Norman (2006) afirma que essas ocorrências nunca são causadas pelo erro humano, mas

é consequência de um mau design. O autor sugere que os produtos devam ser mais intuitivos para o uso, não havendo possibilidades de interpretações errôneas, e exemplifica sistemas que orientam o usuário o que fazer através de seu formato, sistema ou mecanismo. Aconselha, por exemplo, que uma porta que será puxada deve ter uma maçaneta, e uma porta que será empurrada precisa ter reentrâncias para a colocação dos dedos. O designer deve procurar formatos que já sejam conhecidos pelas pessoas e possuam uma função atrelada a sua forma.

Outro aspecto que se deve conhecer em projeto para a segurança é o chamado *risco-limite* que trata-se de almejar o limite de risco aceitável em um produto. É o parâmetro com que o projetista trabalha, sabendo qual tipo de falha não trará grandes problemas ao usuário. De Madureira (2010) sugere avaliar as seguintes etapas durante o uso para projetar um sistema para a segurança:

- *Entradas Normais*: ação esperada para o produto;
- *Saídas Desejadas*: resultado desejado para uma ação;
- *Entradas Indesejadas*: ações não previstas, mas que podem acontecer;
- *Saídas Aceitáveis*: Algo não previsto, mas que não causa grande impacto.

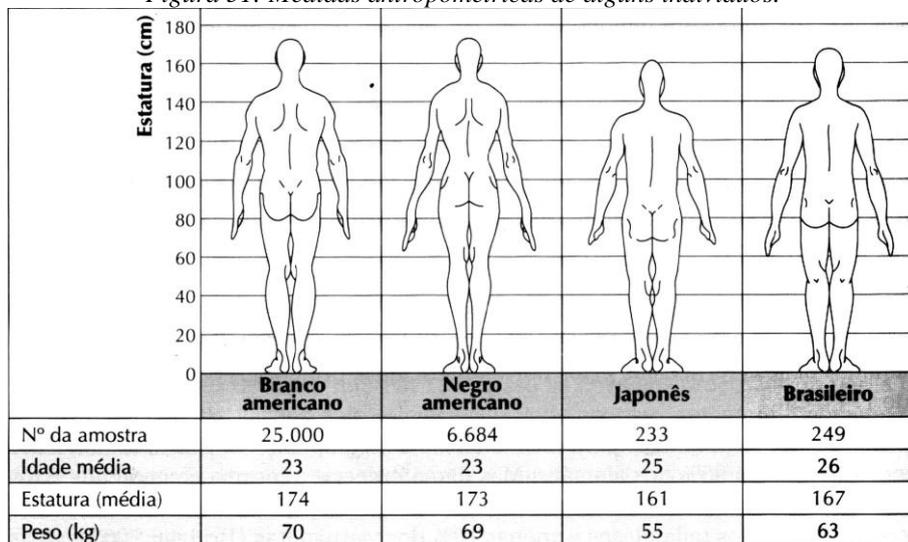
A preocupação com a segurança é crescente em projetos. Um exemplo são os constantes estudos realizados na indústria aeronáutica para reduzir possibilidade de falhas, sendo que um dos requisitos que tem sido cuidadosamente analisado é a ergonomia, avaliando ações que um piloto necessita fazer no seu painel de controle durante o voo (PETROSKI, 2008).

A Ergonomia é a ciência de utilização das forças e das capacidades humanas. A Psicologia e a Fisiologia são as principais ciências nas quais ela se referênciam para fornecer apontamentos entre o funcionamento físico, psíquico e cognitivo do homem. A Ergonomia abrange o bom emprego de tecnologia para ampliar a segurança, conforto e eficácia do sistema e da qualidade de vida (MORAES e MONTALVÃO, 2010).

Conhecer os aspectos humanos é fundamental para desenvolver produtos que atendam às necessidades do homem e, nesse sentido, o estudo da antropometria se converte em fonte de dados importantíssimos para desenvolvedores de produtos, em que o conhecimento das medidas da população é item básico para a adequação do produto aos indivíduos (IIDA, 2005). A figura 51 mostra médias de estaturas de homens de

diferentes nacionalidades, mostrando a importância desse estudo para o desenvolvimento de produtos.

Figura 51: Medidas antropométricas de alguns indivíduos.



FONTE: (IIDA, 2005 p.102).

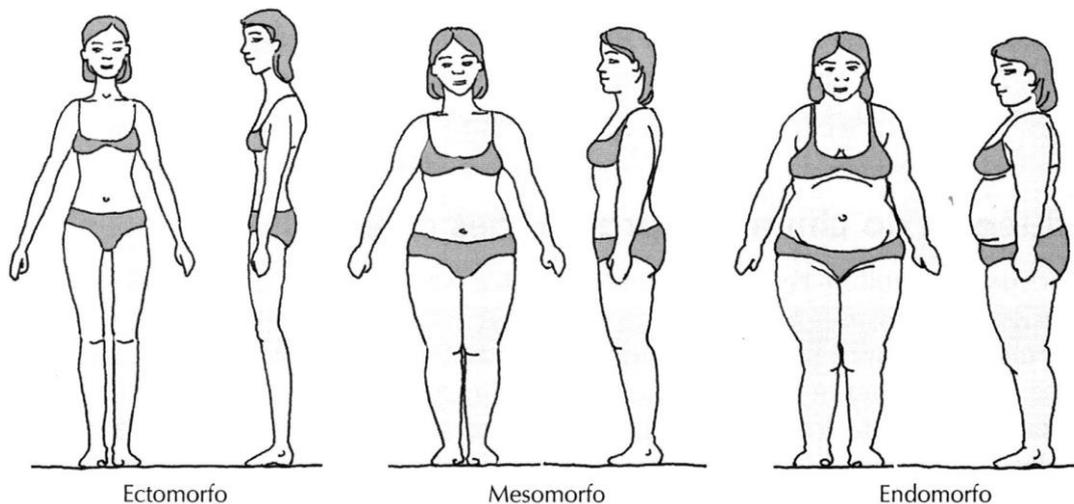
Além de dados de estatura e dimensões de mãos e pés, existem variações no modelo do corpo humano que influenciam no desenvolvimento de produtos. É importante saber que tipo de biótipo tem o usuário que utilizará o artefato para, desta forma, desenvolver o produto adaptado a ele.

Assim, conforme Iida (2005) é possível classificar pessoas em três tipos de corpos:

- *Ectomorfos* - indivíduos com corpos e membros longos e finos, e com mínimo de gordura;
- *Mesomorfos*: - indivíduos do tipo musculoso, com formas angulosas, ombros curtos e muita gordura;
- *Endomorfos* - indivíduos que apresentam formas arredondadas e macias, braços curtos e flácidos e muita gordura.

A figura 52 apresenta estes tipos de biótipos que dificilmente são encontrados individualmente em uma pessoa, sendo mais comum encontrarmos a combinação dos três tipos na maioria da população.

Figura 52: Tipos de Biótipos.



FONTE: (IIDA, 2005 p.104).

Outro item importante a ressaltar no desenvolvimento de produtos adaptados ao ser humano é a idade e o sexo do usuário, que influenciam diretamente nas ações do projeto, nas percepções e nos atributos de força, habilidade, sensibilidade, precisão, treinamento e experiência. Sabe-se, por exemplo, que o homem possui superioridade de 30% de força física em relação à mulher em média (IIDA, 2005).

A necessidade de avaliação da ergonomia e da segurança em projeto é básica e, há alguns anos, a preocupação com aspectos do meio ambiente tem aumentado em todos os segmentos. Um projeto norteado pelo desenvolvimento sustentável desenvolve um produto para melhorar a vida do ser humano sem produzir impactos negativos no meio ambiente. Neste sentido, o designer é agente principal no processo, o qual pode contribuir para a redução da degradação ambiental, seja na escolha de materiais com recursos renováveis, no desenvolvimento de bens de consumo duráveis e na utilização de processos produtivos que não sejam nocivos ao ser humano (GOMES FILHO, 2006).

Para Fuad-Luke (2002), o designer contribuirá com o meio ambiente ao tomar decisões como:

- Projetar para satisfazer necessidades reais e não modas passageiras;
- Usar materiais e recursos locais sempre que possível;
- Projetar gerando questionamentos sobre os produtos e materiais existentes no mercado.

O autor sugere criar produtos que ensinem os usuários a consumir menos, ideia totalmente contrária ao pensamento atual das empresas que incentivam os clientes a

consumir mais, tendo como consequência, o aumento do descarte de objetos no meio ambiente. Segundo ele, pelas estimativas de crescimento da população mundial, que deve chegar a 20 milhões de pessoas em 2050, se continuarmos neste consumo desenfreado, certamente, teremos falta de recursos naturais e degradação do meio ambiente pelo excesso de lixo gerado.

Isso reforça a atenção que deve ser dada pelo designer ou desenvolvedor de produtos no projeto, avaliando todo o ciclo de vida do produto, podendo utilizar estratégias como, por exemplo, os 3 R's (redução, reutilização e reciclagem), como forma de originar menos lixo (GOMES FILHO, 2006).

Outra forma que colabora para a redução da geração de lixo é o desenvolvimento de produtos robustos com longo ciclo de vida. Porém, objetos que perduram ao longo do tempo, exigem reparos para continuarem funcionando e, com isso, é importante prever um procedimento rápido e sem dificuldades durante a manutenção. A viabilidade para operações de manutenção deve ser cuidadosamente prevista, caso contrário o produto não terá reparos pela dificuldade do procedimento.

Logo, produtos adequados para a manutenção facilitam o acesso a componentes, evitam posturas cansativas durante o trabalho e proporcionam identificação clara dos procedimentos com orientações compreensíveis. Também, necessitam de poucas e sempre das mesmas ferramentas, facilitando a atividade do operador técnico, já que procedimentos de reparo com execução complicada, desconfortável ou demorada, normalmente, acabam por não ser efetuadas (PAHL, *et al.*, 2005).

Estas preocupações relatadas para as etapas de desenvolvimento de produtos são as técnicas utilizadas na metodologia do *Design for X*, e conforme os autores Brown (2010) e Back *et al.* (2008), devem ser ampliadas ou dimensionadas para cada projeto.

Deste modo, esta dissertação utilizará estes aspectos mencionados para a avaliação das próteses de membro inferior, que são: *Inovação, Simplificação, Modularidade, Montagem, Segurança, Ergonomia, Meio Ambiente e Manutenção.*

Como forma de avaliar cada item da metodologia do *Design for X*, Gomes Filho (2006) sugere o emprego de técnicas que avaliem cada estratégia para a análise separada de cada item, orientando e auxiliando o projetista durante esta importante tarefa de desenvolvimento.

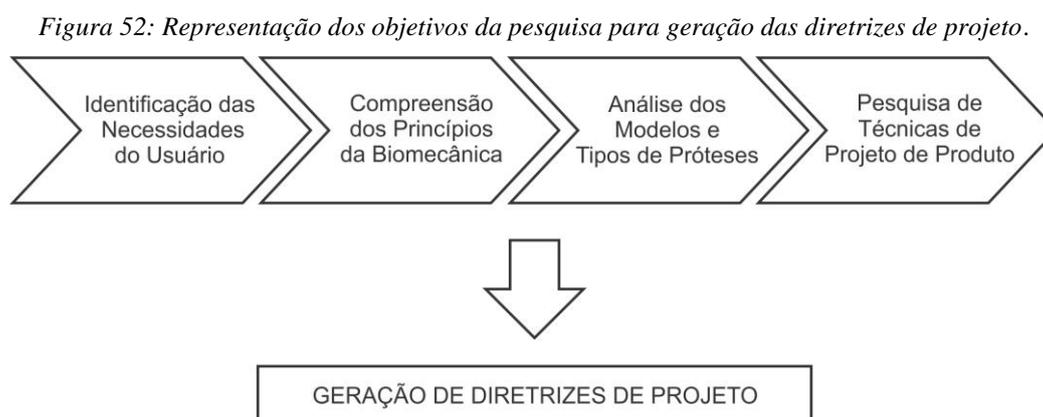
Assim, o uso de métodos específicos para cada estratégia do *Design for X* é necessário para que sejam coletados os dados e analisados de maneira organizada,

através de metodologias conhecidas que possibilitarão a avaliação das partes da prótese para assim encontrar novas alternativas para a sua simplificação e otimização.

### 3. METODOLOGIA DA PESQUISA

Este capítulo apresenta a descrição dos procedimentos metodológicos adotados para a realização desta pesquisa, tendo por objetivo geral: Propor diretrizes para o projeto de próteses de membro inferior de forma a atender aspectos funcionais e que simplifiquem o projeto do produto, a partir de uma análise do objeto utilizando método que avalie todo o ciclo de vida, para que assim, gere-se diretrizes que atendam aos requisitos econômicos dos usuários com necessidades especiais, oriundos de traumas e tumores, decorrentes de amputações.

Deste modo, para o atendimento a este objetivo geral foram estabelecidos os objetivos específicos para o entendimento e coleta de informações para a geração das diretrizes de projeto para a prótese de membro inferior. A figura 52 apresenta a evolução da pesquisa para a compreensão do contexto a que está inserido o produto analisado.



*FONTE: O Autor.*

Segundo os autores Brown (2010) e Phillips (2008) é preciso inicialmente em qualquer projeto, identificar e entender quem é o usuário do produto, visando desta forma, estabelecer parâmetros para o projeto que atendam as necessidades dos clientes. Desta forma, a presente pesquisa adotou como fonte de informações do usuário, a revisão bibliográfica, através da coleta de dados oriundos de pesquisas publicadas em artigos e congressos que tratavam das questões psicológicas enfrentadas pelos usuários de próteses, bem como, os aspectos físicos a que estes pacientes teriam que adaptar-se

após uma amputação e futura aplicação de uma prótese, tendo de lidar com as questões físicas e psicológicas desta sua nova condição. Assim, a fim de coletar informações para o projeto, foi possível identificar questões, tais como:

- Stress psicológico ao lidar com a perda de um membro, podendo haver sérios riscos de suicídio nos primeiros seis meses. Logo é muito importante haver um acompanhamento médico, com reabilitação física e principalmente psicológica nos primeiros meses após a amputação;
- Processo médico cirúrgico deve ser avaliado juntamente com equipe responsável pelo processo pós-operatório na adaptação do paciente à prótese. A formação de um formato em cone do coto e a inexistência de espículas (pontas de ossos) é importante para a formação do membro residual para aplicação posterior da prótese;
- Cuidados nos primeiros três meses após o processo cirúrgico, a fim de evitar a geração de edemas e rupturas dos pontos da cirurgia. O agravamento destes edemas e rupturas pode trazer inchaço ao membro residual, o que dificulta o uso da prótese;
- Dores lombares apresentam-se em pacientes devido à assimetria da marcha na utilização da prótese. Deste modo, é importante haver um treinamento específico de marcha e relatar a importância de procurar um padrão de deambulação mais simétrico, evitando causar problemas de coluna no paciente;
- Principais reclamações dos usuários trata-se dos deslocamentos entre o coto e a caneca de fixação da prótese, o que gera desconforto e degradações nos tecidos. Logo, é um ponto do projeto da prótese a ser verificado com cuidado para a eliminação de folgas entre o membro residual e a prótese;

Pesquisa realizada por Seaman (2010), Horne e Neil (2009), apontou pontos que os usuários julgam importantes para a boa adaptação à prótese, devendo estas ter boa funcionalidade, tendo possibilidades de ajustes, conforto no uso, redução de peso e geometria que permita-o manter-se em equilíbrio. Logo, aspectos como: Personalização,

Redução, Proteção e Adaptação são importantes para o desenvolvimento do produto, onde:

- Personalização – Permite fazer regulagens na prótese de acordo com cada usuário;
- Redução – Prótese mais leve facilita a deambulação do usuário e reduz o gasto energético durante a marcha;
- Proteção – Geometria da prótese deve estabelecer um bom centro de gravidade do usuário, distribuindo o peso para que o mesmo mantenha estável para deambular;
- Adaptação – Encaixe do membro residual à prótese com materiais que protejam o coto e reduzam deslocamentos do mesmo dentro da caneca de fixação, permitem melhor adaptação e conforto do usuário ao caminhar.

Além destes requisitos dos usuários para que a prótese tenha boa funcionalidade e o paciente sintá-se à vontade para utilizar o produto, é importante também compreender princípios da biomecânica da marcha humana, sendo estes dados, relevantes para o emprego em desenvolvimentos de próteses de membro inferior.

Deste modo, a presente pesquisa, buscou na literatura científica analisar aspectos do sistema locomotor humano, na sua estrutura musculoesquelética, para identificar as ações do grupo do sistema biológico do membro inferior que são responsáveis pela marcha. Através de bibliografia da área da anatomia e biomecânica, foi possível entender quais os grupos de tendões, músculos e sistema esquelético que são fundamentais para a marcha, e assim, compreender suas funções para procurar repassar este funcionamento à prótese de membro inferior. Junto ao sistema locomotor composto pelo sistema musculoesquelético, pode-se verificar que a marcha humana também é auxiliada por eventos externos, através da Terceira Lei de Newton da Ação e Reação, onde ao contato com o solo o calcanhar aplica uma força contra o solo, que por sua vez, devolve em forma de impulso para a passada.

Logo, através da literatura, verificaram-se pontos pertinentes para a pesquisa, como:

- O tornozelo é a parte do membro inferior apontado como o de maior importância durante a marcha em relação a outras articulações, pois é através do tornozelo que é absorvido o impacto do calcanhar no solo e convertido posteriormente em energia para dar impulso à passada. Logo, um sistema que converta o impacto da prótese ao solo e “transforme” esta energia para impulsionar a perna para frente, é fundamental para uma boa simetria da marcha e redução do gasto energético do usuário;
- O joelho tem papel importante durante a posição ereta do usuário, onde o mesmo sustenta o corpo ao manter controladas as ações do fêmur e da tíbia. Estudos apontam que a maioria da população tende-se a inclinar-se ligeiramente para frente, então a função de travamento do joelho é fundamental para manter o equilíbrio do usuário na posição ereta;
- Além da função de travamento o joelho possui a tarefa de articulação entre o fêmur e a tíbia, devendo fazer angulações que permita aumentar a distância da perna sobre o solo durante a fase de balanço da marcha. Logo, é preciso considerar sistemas de articulação na prótese para que a mesma tenha uma boa transição entre passos;
- Pacientes com amputação transfemural apresentam padrão de marcha muito assimétrico, aumentando o tempo de permanência da perna sem amputação ao solo, o que gera problemas de coluna devido a esta má deambulação. Deste modo, estudos têm apontado para um tratamento específico de marcha e estabilização da coluna, a fim de buscar melhor padrão de marcha pelo usuário amputado. Entretanto, algo que deve ser previsto em próteses, são sistemas de amortecimento que tornem mais confortável ao usuário a marcha e também passem a ele sensação de maior segurança para desenvolver uma marcha mais próxima de uma pessoa sem amputação.

O terceiro objetivo específico relacionado à Análise dos Modelos e Tipos de Próteses buscou através do referencial teórico coletar informações sobre os tipos e partes da prótese de membro inferior, analisando pontos das partes constituintes: Sistema de fixação ao coto, Joelho protético e Sistema pé-tornozelo. Esta análise teve

por objetivo identificar seus sistemas e mecanismos para futura aplicação as diretrizes de projeto da presente pesquisa.

As pesquisas foram realizadas através de artigos científicos e coleta de informações em catálogos de empresas especializadas na fabricação de próteses de membro inferior, onde foram analisadas modelos distintos de sistemas de fixação ao coto, joelho protético e sistemas de mecanismo pé-tornozelo.

A figura 53 apresenta os módulos da prótese acima mencionados. Sistema de fixação ao coto (1), Joelho protético (2) e Sistema pé-tornozelo (3).

Figura 53: Módulos constituintes de uma prótese de membro inferior.



FONTE: <http://www.ortopediaalvalan.pt/4/category/proteses994493dcf7/1.html>

O Sistema de fixação ao coto é composto de forro interno em material de poliuretano, peça externa em policarbonato, válvula de expulsão de ar localizada na extremidade inferior da caneca e orifício inferior para encaixe do joelho, conforme pode ser visto na figura a seguir.

Figura 54: Sistema de encaixe ao coto. Adaptado pelo Autor.



FONTE: <http://www.ortopediaalvalan.pt/4/category/proteses994493dcf7/1.html>

O forro interno aplicado no sistema de fixação ao coto e a caneca de fixação, exposto em detalhe na figura 55, é confeccionada através de processo personalizado, sob medida para cada usuário, sendo necessário para cada modelo, um molde em gesso em um processo anterior à fabricação.

*Figura 55: Sistema de encaixe ao coto, com aplicação de forro interno. Adaptado pelo Autor.*



*FONTE: <http://lazarolamberth.wordpress.com/tag/marco-guedes/page/2/>*

Os sistemas para expulsão de ar dentro da caneca são:

- Sucção por vácuo – Sistema que gera vácuo de forma manual, através de válvula que expulsa o ar na inserção do coto junto à caneca;
- Suspensão por vácuo – Sistema por válvula de aspiração acoplada à parte inferior da caneca de fixação gera vácuo através de sistema com uso de baterias que aspira o ar continuamente durante o uso.

Através da análise do Sistema de fixação ao coto, constataram-se na pesquisa aspectos importantes para a geração de diretrizes para o projeto, tais como:

- Emprego de vácuo junto à peça para eliminação do ar, a fim de evitar deslocamentos do membro residual durante a marcha;

- Uso de forro interno na caneca para propiciar ao usuário maior conforto e amortecimento do coto em impactos gerados na deambulação com a prótese;
- Previsão de encaixe facilitado para o acoplamento do joelho protético;
- Utilização de material resistente e leve para facilidades de inserção do coto, e limpeza do objeto.

Na análise realizada nos joelhos protéticos, constatou-se o uso de dois sistemas diferentes de eixo do joelho: mono eixo e policêntrico, e para o seu travamento, verificaram-se três modos de funcionamento:

- mecânicos - realizados através de molas ou cabos de frenagem;
- hidráulicos – viabilizado com uso de óleos lubrificantes;
- pneumáticos – frenagem efetivada pela aplicação de pistões de ar comprimido.

As figuras 56 e 57 apresentam os mecanismos de travamento de joelho e os tipos de eixo mencionados.

Na figura abaixo, estão identificados os três tipos de travamento, com o travamento mecânico realizado através de molas, que trabalham para reduzir o movimento de maneira gradativa, evitando impactos durante a frenagem. O sistema hidráulico, também exposto, funciona através da aplicação de óleos que da mesma forma que as molas, possuem a função de frear o movimento do joelho de maneira mais confortável para o usuário. Por fim, o sistema por travamento pneumático apresentado na figura, é acionado a partir de pistões de ar comprimido que controlam o movimento, evitando movimentações bruscas durante a transição de passos. Todos os tipos de joelhos exibidos na figura abaixo utilizam o formato de pirâmide na parte superior da peça para encaixe junto ao sistema de fixação ao coto, o que permite certas movimentações angulares entre estas duas partes.

Figura 56: Sistema de travamento dos modelos de joelhos. Adaptado pelo Autor.



FONTE: <http://www.medi.pt/produtos/protese-membros-inferiores/articulacoes-de-joelho-medi/medi-om8.html>  
<http://www.medi.pt/produtos/protese-membros-inferiores/articulacoes-de-joelho-medi/medi-op5kp5.html>  
<http://www.medi.pt/produtos/protese-membros-inferiores/articulacoes-de-joelho-medi/medi-oh6kh6.html>

As figuras 57 mostra demais tipos de travamento de joelhos protéticos, como o efetuado por cabos, sendo estes ajustados conforme cada usuário. Estes cabos, além de controlar a frenagem do joelho durante a marcha, também possuem função importante para o travamento do joelho na posição ereta do usuário. Nesta figura também são exibidos sistemas de articulação mono eixo e policêntrico, em que o modelo mono eixo possui apenas um eixo de articulação no joelho e o policêntrico três eixos.

Figura 57: Sistema de eixos dos modelos de joelhos. Adaptado pelo Autor.



FONTE: <http://www.prokinetics.com.br/Protese17.aspx>

Estas constatações de modelos de articulações de joelho e sistemas de travamento dos joelhos protéticos devem ser consideradas para a aplicação do método que busque simplificar esta parte da prótese que possui o maior custo em relação às demais partes. Logo, necessitam serem avaliados tais pontos:

- Sistema de frenagem do joelho protético que também contemple o travamento do joelho na posição ereta;
- Fixação do joelho junto ao sistema de encaixe ao coto deve prever pequenas angulações, para assemelhar-se ao modelo biológico humano;
- Sistema de articulação que tenha limitado a angulação para que evite movimentos não controlados do joelho. A articulação do joelho deve seguir ângulos idênticos ao do joelho biológico, devendo haver assim, batentes frontais para impedir que o joelho avance para frente, algo que não ocorre no modelo humano.

O Sistema pé-tornozelo conforme verificado na revisão bibliográfica apresenta-se como o item mais importante durante a deambulação, sendo este responsável por impulsionar a perna para frente no movimento da marcha, o que reduz drasticamente o uso de energia metabólica para exercer a caminhada. Deste modo, a presente dissertação limitou-se a analisar os resultados da pesquisa dos Sistemas pé-tornozelo que armazenam energia e utiliza esta para dar impulso a perna protética. O sistema pé-tornozelo se apresenta nos modelos do tipo ESAR (*Elastic Energy Storage and Return – Pé com Acúmulo e Retorno de Energia*), com sistemas mecânicos passivos mais evoluídos. Essa configuração de pé protético acumula energia por meio de um sistema por pressão ao ter contato com o solo e, posteriormente, reverte a energia como propulsão para o próximo passo. Os materiais normalmente empregados são o alumínio e a fibra de carbono.

A figura 58 exhibe modelos de pés protéticos com diferentes formatos, com a finalidade de promover a propulsão durante a marcha. O material flexível possui a função de molas, sendo reguladas na altura de acordo com a necessidade de cada usuário. O formato de alguns modelos possui maior curvatura para aumentar a propulsão para usuários com maior atividade física.

Figura 58: Sistema pé-tornozelo de próteses de membro inferior. Adaptado pelo Autor.



FONTE: <http://www.prokinetics.com.br/Protese17.aspx>

As análises dos modelos de Sistema pé-tornozelo apresentam dados que devem ser considerados para a geração das diretrizes de projeto, como:

- Sistema que acumule a energia do impacto da prótese no solo e transforme esta energia em impulso para a passada, podendo este mecanismo utilizar materiais com função elástica;
- Formato da peça que contemple uma boa articulação do tornozelo para uma satisfatória transição entre passos, com amortecimento para tornar confortável a marcha do usuário;
- Possibilidade de ajuste dimensional, tanto altura como comprimento, para possibilitar regulagens de impulsão e tamanhos de pés diferentes;
- Aplicação de material resistente que suporte o peso do corpo durante a posição ereta, mas peso reduzido para que não dificulte a locomoção do usuário.

Estas considerações das partes da prótese são importantes para a aplicação posterior do método do *Design for X*, que se utilizará de técnicas empregadas para cada estratégia aplicada nesta pesquisa. Portanto, o último objetivo específico que trata da Pesquisa de Técnicas de Projeto de Produto, que visa à aplicação de técnicas de projeto que deem suporte ao método do *Design for X*, foi baseada na literatura científica, através de métodos aplicados por diversos autores, analisando aspectos em todo o ciclo de vida do produto, sendo avaliados para posterior geração de diretrizes de projeto para

a redução de custo da prótese. Assim, os itens que foram considerados para a aplicação do método, baseado em autores de metodologias de projeto, foram: *Inovação, Simplificação, Modularidade, Montagem, Segurança, Ergonomia, Meio Ambiente e Manutenção*.

Para cada item foram pesquisadas técnicas correspondentes a fim de analisar cada elemento específico, onde para a Inovação empregou-se o modelo das 4 Ações para obtenção de valor para o usuário, sendo uma técnica de análise aplicada para o projeto, pois esta elabora um conjunto de perguntas a fim de reconstruir elementos de valor para o cliente, buscando diferenciar-se dos modelos atuais na busca de novas idéias. Com isso, deve-se fazer perguntas para encontrar novas alternativas, questionando o que existe atualmente, a fim de apresentar novos conceitos, algo que é um objetivo da pesquisa para o desenvolvimento de próteses de membros inferiores. Este conceito tem sido aplicado com sucesso por muitas empresas, pois permite encontrar novos benefícios que o mercado não oferecia anteriormente, criando valor e um novo negócio antes inexplorado. Logo, é uma ferramenta que proporciona diferenciação através de novas soluções, trazendo deste modo, as inovações (KIM e MAUGBORNE, 2005).

Para avaliar a Simplificação utilizou-se a técnica de Munari (2008), pois ela permite a exploração de perguntas feitas durante a análise, como: “O que é isso?” e “O que faz aquilo?”. Segundo o autor, se ao final da análise resultar em um produto tão simples que só tenha uma maneira de fabricar e montar, a máxima redução, é porque a técnica foi bem aplicada. Deste modo, deve-se procurar na geração das diretrizes nesta pesquisa, avaliar as próteses disponíveis no mercado com o objetivo de unificar e reduzir partes, objetivando a simplificação e o encontro de novos meios para a fabricação, conforme sugere Munari (2008, p.126). Ele aconselha a utilização de técnicas para a simplificação, estudando-se simplificar processos, montagem, acabamento, logística, entre outros. Logo, a simplificação do objeto desta pesquisa não deve se limitar somente ao produto, mas todo o seu ciclo de vida.

A análise da Modularidade baseou-se na técnica dos autores Pahl *et al.* (2005), por permitir analisar as próteses quanto as possibilidades de substituição de peças danificadas, melhorias na funcionalidade dos módulos, oportunidades de modificações em partes que podem ser utilizadas em vários modelos e eliminação de falhas do produto através da maturação do design do produto. Portanto, a aplicação desta técnica permitirá avaliar as partes constituintes da prótese, visando melhorias em cada módulo.

Para a Montagem utilizou-se como técnica de avaliação, o projeto para engenharia, na qual Pahl *et al.* (2005) e Back *et al.* (2008), indicam indagações a serem feitas durante o desenvolvimento, que buscam: rapidez, orientação e facilidade para este processo. A escolha desta técnica deu-se devido à amplitude do método, que permite avaliar diversos aspectos de montagem, para assim, possibilitar novos empregos de montagem que simplifiquem e otimizem este procedimento nas próteses de membros inferiores.

O quinto item, que é referente à Segurança empregou a técnica proposta por De Madureira (2010), que prevê Entradas Normais, Entradas Indesejadas, Saídas Desejadas e Saídas Aceitáveis, que representa as características desejáveis de um projeto para segurança, com previsão de erros durante a operação. Segundo o autor, projetar prevendo ações dos usuários é fundamental, apesar desse prognóstico ser difícil. Para tanto, são necessários esses esforços para que o produto seja seguro e autoexplicativo para o usuário. Logo esta técnica apresenta-se como ferramenta importante de análise, prevendo ações que o usuário executará e que conseqüências causarão a ele, devendo considerar no produto meios de evitar danos à saúde do usuário.

A ergonomia é necessária para conhecer as medidas do usuário e, com isso, projetar um produto adequado as realidades do indivíduo, proporcionando conforto durante o uso. Portanto, a aplicação da ergonomia nesta pesquisa se dá, especialmente, na avaliação da biomecânica da marcha, possibilitando executar com o uso do produto as mesmas funções que o corpo humano exerce durante a deambulação. Assim, para estabelecer as diretrizes de projeto para a prótese de membro inferior no que tange as questões ergonômicas, foi empregada para análise a técnica proposta por Moraes e Moltalvão (2010), que avalia a Ergonomia em três quesitos: Intervenção Ergonômica (formulação dos problemas), Diagnose Ergonômica (análises ergonômicas) e Projetação Ergonômica (alterações do projeto). Esta técnica foi aplicada, pois apresenta um ciclo de pesquisa, análise e projeto para a ergonomia, sendo uma ferramenta importante para a elaboração de diretrizes de projeto para a prótese.

A preocupação com meio ambiente é também ponto considerado nesta pesquisa, onde a aplicação de materiais duráveis e que exijam menor uso de energia para sua manufatura ou para a seleção de processos produtivos que não gerem problemas ao meio ambiente precisa ser considerado durante toda a fase de desenvolvimento do produto, procurando não somente satisfazer as necessidades do usuário na melhor solução funcional da prótese, mas também se adequando aos requisitos para o meio

ambiente. Assim, para a avaliação do projeto para o meio ambiente, utilizou-se a aplicação dos 3Rs, conforme sugere Gomes Filho (2006). Esta técnica foi empregada por possibilitar uma análise dos três itens considerados importantes no que se refere ao projeto para o meio ambiente, podendo reduzir materiais e processos, reutilizar peças para outro usuário e também prever a reciclagem do produto no final do seu ciclo de vida.

Por fim, a análise para a Manutenção baseou-se na técnica proposta por Pahl *et al.* (2005), pois permite uma análise com maior profundidade, sendo avaliadas operações que facilitem e não sejam desgastantes ao operador durante este procedimento, evitando impedir de executar a atividade. Segundo os autores, muitos produtos acabam por não ter manutenção justamente por uma falta de atenção a esta etapa durante o desenvolvimento, podendo assim, acarretar até mesmo um acidente.

## 4. APLICAÇÃO DA METODOLOGIA DE PROJETO

A metodologia proposta nesta dissertação, baseada na literatura apresentada, será referenciada na estrutura do *Design for X*, com a qual os modelos de próteses atuais serão analisados com o objetivo de propor melhorias em cada etapa do ciclo do produto, gerando requisitos de projeto para o desenvolvimento de próteses de membro inferior.

As análises serão realizadas, com base em técnicas apresentadas na contextualização teórica para dar suporte ao método do *Design for X*, empregando técnicas para o auxílio durante as análises de cada item para os seguintes tópicos:

*Tabela 5: Estratégia do Design for X e as Técnicas para análise de cada item*

<b><i>Design for X</i></b>	<b>Técnica Aplicada</b>
Projeto para a Inovação	Modelo das 4 ações
Projeto para a Simplificação	Importância da função para redução
Projeto para a Modularidade	Projeto na Engenharia
Projeto para a Montagem	Desenvolvimento Integrado de Produtos
Projeto para a Segurança	Entradas e Saídas para Segurança
Projeto para a Ergonomia	Intervenção, Diagnose e Projetação
Projeto para o Meio Ambiente	Regra dos 3Rs
Projeto para a Manutenção	Projeto na Engenharia

FONTES: O Autor.

Cada item no *Design for X*, será avaliado empregando as técnicas acima mencionadas, com o objetivo de proporcionar uma coleta de dados com aplicação de métodos organizados que fornecerão as informações de cada detalhe do produto para a futura geração de requisitos de projeto. Estas técnicas estarão inseridas dentro da metodologia macro da pesquisa, que é o *Design for X*.

A análise das partes do produto será realizada considerando três grandes módulos: Sistema de fixação (caneca), Joelho protético e Sistema pé-tornozelo. Os mais diversos aspectos de cada parte serão avaliados, resultando na geração de requisitos de projeto em cada item. Posteriormente, com os resultados das análises, será aplicada a Matriz de Correlação do QFD, para a verificação de incompatibilidades entre cada alternativa

gerada. Os resultados de correlação serão apresentados em diretrizes de projeto para desenvolvimento de próteses de membro inferior.

#### 4.1.1. PROJETO PARA A INOVAÇÃO

Através do Modelo das 4 ações apresentado na pesquisa e implementado nesta dissertação, foi possível avaliar o que poderia ser Reduzido, Criado, Elevado e Eliminado na prótese, conforme sugerem Kim e Maugborne (2005), fazendo perguntas, como:

- Que atributos devem ser *eliminados*?
- Que atributos podem ser *reduzidos* abaixo do padrão?
- Que atributos devem ser *elevados* acima do padrão?
- Que atributos nunca foram oferecidos e podem ser *criados*?

Por meio desta técnica, foi aplicado pelo pesquisador o modelo nas partes constituintes da prótese de membro inferior: Sistema de fixação (caneca); Joelho protético e Sistema pé-tornozelo. Utilizou-se esta separação da prótese em partes, visto que é a forma de divisão existente no mercado.

A tabela 6 apresenta os resultados da análise aplicada no Sistema de fixação (caneca), onde verificou-se a possibilidade de Eliminar a personalização da peça, Reduzindo o processo de moldagem em gesso, por tratar-se de uma etapa que onera o custo do produto, devido a necessidade de horas e profissionais especializados para retirar o molde do coto do paciente. Também analisando próteses e aplicando a técnica das 4 ações, propõe-se Elevar o material de encaixe ao membro residual, propondo um tipo de material que molde-se no usuário, mas que não necessite de molde em gesso. E, por último a ação de Criar, sugere-se empregar tamanhos padronizados, com numerações de percentis de usuários que permitiriam a compra de um modelo sem necessidade de personalização através de moldes do coto do usuário.

Tabela 6: Sistema de fixação ao coto

<b>Eliminar</b> - Personalização da peça	<b>Elevar</b> - Material que se molda ao usuário
<b>Reduzir</b> - Processo de moldagem no usuário em gesso	<b>Criar</b> - Prever tamanhos padronizados

FONTE: O Autor.

A análise do Joelho protético, seguindo esta técnica, apresentou a possibilidade de Eliminação de sistemas por travas com grampos ou cabos, o que aumenta o número de materiais e processos de montagem. Para suprir esta função que tranca o joelho do usuário na posição ereta para que ele mantenha o equilíbrio, sugere-se Criar um sistema de travamento em peça polimérica, fazendo este sistema parte da mesma peça de articulação do joelho, onde o usuário apenas teria uma espécie de chave para bloquear ou desbloquear o joelho. O uso de material polimérico em processo termoplástico Reduziria a utilização de materiais metálicos, reduzindo o peso de peças e Elevando o a qualidade da marcha do paciente, pois com menor peso, o usuário despende menor consumo metabólico para a deambulação. A tabela 6 mostra a aplicação do modelo das 4 ações para o Joelho protético.

Tabela 7: Joelho protético

<b>Eliminar</b> - Sistema por travas com grampos e ou cabos	<b>Elevar</b> - Joelho em material polimérico
<b>Reduzir</b> - Simplificação do sistema	<b>Criar</b> - Sistema para o travamento em peça polimérica

FONTE: O Autor.

O Sistema pé-tornozelo depois de aplicado a técnica, apresenta a possibilidade de Eliminação de tipos diferentes de materiais, o que Reduz o número de peças e otimiza o processo de montagem do produto. A criação de uma única peça pode simplificar o design do objeto e reduzir o custo, e sua extensão superior para que monte-se ao Joelho protético, através de um sistema de encaixe integrado, elimina o uso de tubos extensores avulsos que são montados nas próteses atuais.

A tabela 8, apresenta o modelo empregado, avaliando Eliminar, Reduzir, Elevar e Criar partes no módulo Sistema pé-tornozelo.

Tabela 8: Sistema pé-tornozelo

<b>Eliminar</b> - Tipos diferentes de materiais	<b>Elevar</b> - Sistema de encaixe integrado à peça
<b>Reduzir</b> - Número de peças	<b>Criar</b> - Peça única

FONTE: O Autor.

#### 4.1.2. PROJETO PARA A SIMPLIFICAÇÃO

Para a simplificação da prótese, utilizou-se a técnica proposta por Munari, em que avalia novas formas de produção do objeto e observa se itens são relevantes para a função do produto. Desta forma, ao avaliar o Sistema de fixação ao coto, propõe-se para a sua simplificação:

- eliminar etapa de moldagem em gesso no usuário;
- encontrar um material que molde-se ao indivíduo;
- eliminar forros, porém manter meias e bandagens para proteção e conforto durante a marcha.

Os pontos avaliados para a simplificação do joelho protético foram:

- configuração do joelho protético em material polimérico, composto por apenas duas peças;
- sistema de frenagem do joelho realizado pela própria peça em polímero, através do projeto da mesma;
- uso de apenas dois tipos de materiais.

Na análise dos modelos de sistema pé-tornozelo, propõem-se soluções para simplificação que eliminam processos de montagem:

- substituição do material aplicado atualmente por polímero com propriedades de flexibilidade e durabilidade;

- unificação da peça, empregando material polimérico, com processo termoplástico.

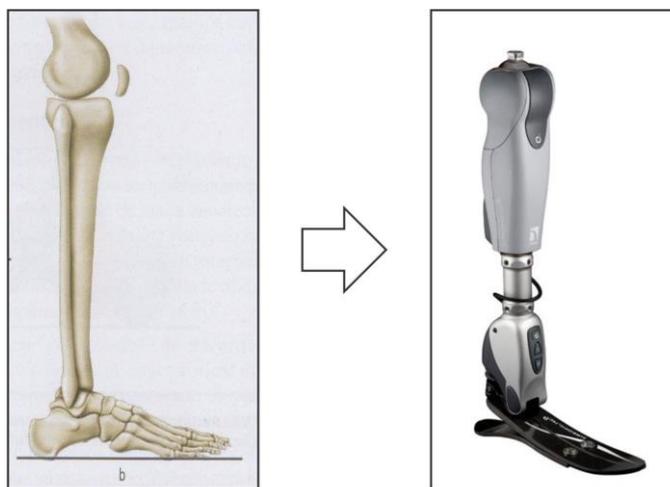
#### 4.1.3. PROJETO PARA A MODULARIDADE

Ao analisar a Modularidade deste produto, constata-se que essa prática foi aplicada a próteses de membros inferiores para melhorar o seu funcionamento, visto que os modelos anteriores, as chamadas próteses convencionais, eram compostas de peças únicas.

As partes da prótese foram desmembradas para otimizar a fabricação e, principalmente, melhorar a função de cada módulo, dedicando-se às partes. As próteses passaram a ser modulares e compostas por três módulos: Sistema de fixação ao coto; Joelho protético e Sistema pé-tornozelo.

As figuras 59 e 60 exibem comparativos das articulações do corpo humano comparadas com os módulos protéticos do sistema pé tornozelo.

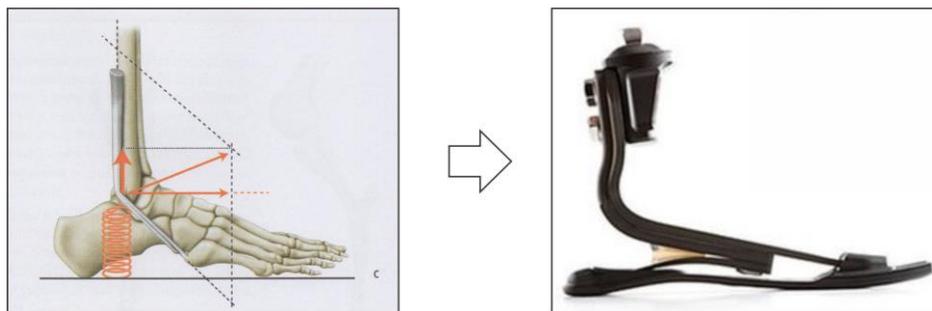
*Figura 59: Prótese modular com partes constituintes semelhantes ao corpo humano. Adaptado pelo Autor.*



*FONTE: (DELAMARCHE et al., 2006 p.260).  
<http://www.ossur.nl/Pages/17752>*

A figura a seguir mostra como o calcanhar e o tornozelo utiliza-se do impulso gerado pela reação do impacto do calcanhar ao solo para gerar propulsão para a passada, e que foi empregado ao Sistema pé-tornozelo da prótese para procurar replicar esta função biológica importante para a deambulação.

Figura 60: Sistema pé-tornozelo semelhante a função exercida pelo calcanhar e dedos do pé humano.  
Adaptado pelo Autor.



FONTE: (DELAMARCHE et al., 2006 p.256).

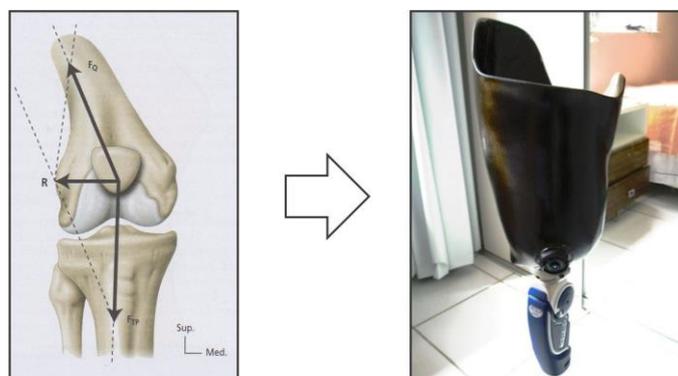
FONTE: <http://www.ortopediaalvalan.pt/4/category/ortoprotesia/1.html>

A divisão em módulos permitiu a melhor análise do mecanismo do membro humano, visto que a avaliação passou a ser minuciosa em cada parte do movimento, sendo suas funções replicadas no módulo da prótese. Além de possibilitar melhor funcionamento do mecanismo, permitiu que houvesse modelos diferentes de sistema pé-tornozelo que cumprissem a função do membro durante a marcha, ampliando, portanto, as alternativas de escolha para o usuário. Também possibilitou a reposição apenas desta parte da prótese, caso somente a mesma fosse danificada, sem a necessidade de trocar todo o modelo.

A figura 61 mostra o comparativo entre o sistema esquelético humano e o sistema de fixação ao coto da prótese. A junção entre o fêmur e a tíbia é analisada para que a caneca de fixação e o joelho protético tenham união similar e, assim, o funcionamento do mecanismo protético seja análogo ao movimento humano.

Figura 61: Encaixe ao coto fixo ao joelho protético, que faz o papel do fêmur.

Adaptado pelo Autor.



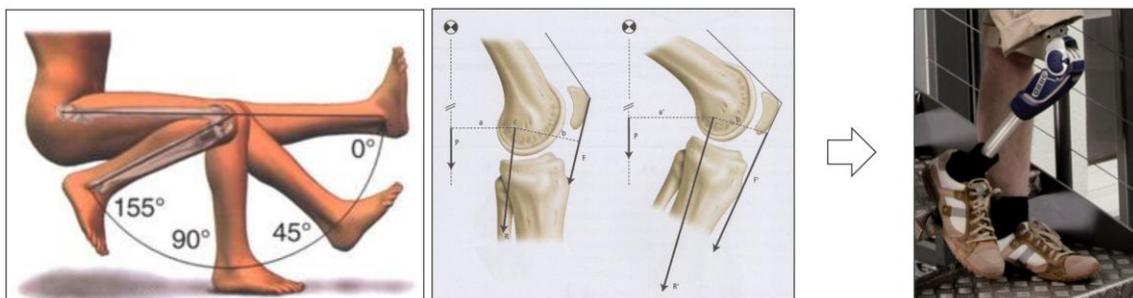
FONTE: (DELAMARCHE et al., 2006 p.255).

FONTE: <http://passofirme.wordpress.com/2011/12/21/quando-o-encaixe-provisorio-comeca-folgar-antes-do-previsto/encaixe-01/>

O mecanismo do joelho humano foi estudado, procurando copiar a articulação natural e, também, seu sistema de frenagem, avaliando a biomecânica para restringir o movimento como acontece com o joelho.

A figura 62 ilustra os ângulos de trabalho do joelho que foram analisados e copiados para os joelhos protéticos modulares, onde o joelho protético possui sistemas de frenagem que controlam o movimento do joelho humano, além de limitar o ângulo de trabalho do joelho protético nos mesmos ângulos do joelho humano, deixando a prótese em ângulo  $0^\circ$  na máxima extensão, e limitando em  $155^\circ$  quando na rotação do joelho na máxima flexão.

Figura 62: Joelho fixa-se ao encaixe do coto e ao tubo extensor que desempenha a função da tíbia.  
Adaptado pelo Autor.



FONTE: (DELAMARCHE et al., 2006 p.256).

FONTE: <http://www.ortopedicamos.com.br/produtos.php?id=7>

FONTE: <http://www.ukmsc.com.my/?p=420>

A separação em módulos permitiu uma análise aprofundada da biomecânica e da anatomia humana em cada função do movimento, conseguindo melhores resultados de marcha nas próteses se comparado aos modelos anteriores em que, devido a sua construção em monobloco, tornava complexa a reprodução das funções específicas de cada articulação.

Nesta dissertação, manter-se-á a modularidade das próteses atuais em sistema de fixação ao coto, joelho protético e sistema pé-tornozelo, sem alterações nos blocos já conhecidos e padronizados do mercado. Esta separação da prótese contempla as articulações da perna necessárias para os movimentos e, logo, constatou-se não serem necessários novos desmembramentos.

#### 4.1.4. PROJETO PARA A MONTAGEM

No projeto para a montagem, foram analisadas as uniões das partes constituintes da prótese, percebendo-se a necessidade de ajustes para a regulagem do produto, a qual deve ser realizada por profissional especializado.

Deste modo, alguns pontos foram avaliados para a montagem dos componentes na geração das recomendações de projeto de próteses de membro inferior, seguindo orientações de Pahl *et al.* (2005) e Back *et al.* (2008):

- encaixes entre as peças de forma polarizada;
- informação de acionamentos ou operações inseridas na própria peça, para originar um uso intuitivo;
- tornar peças do joelho protético independentes, para que não seja necessário desmontar todo o conjunto;
- aplicar o mesmo tipo de ferramenta para a fixação de todos os componentes.

Estas ações impossibilitaram o montador e usuário de montar a prótese de maneira incorreta, podendo causar danos à saúde do paciente. Além disso, informações de regulagens inseridas na própria peça facilitam a orientação, devendo estas constar na prótese e não apenas em manuais do produto.

Tornar o joelho uma peça independente é importante para que não haja a necessidade de desmontar toda a prótese. Os encaixes entre as peças devem ser rápidos e de preferência sem uso de parafusos, com uma montagem chamada automática para facilitar montar e desmontar o objeto. Os parafusos necessários devem ser todos do mesmo tipo, para evitar o uso de várias ferramentas.

#### 4.1.5. PROJETO PARA SEGURANÇA

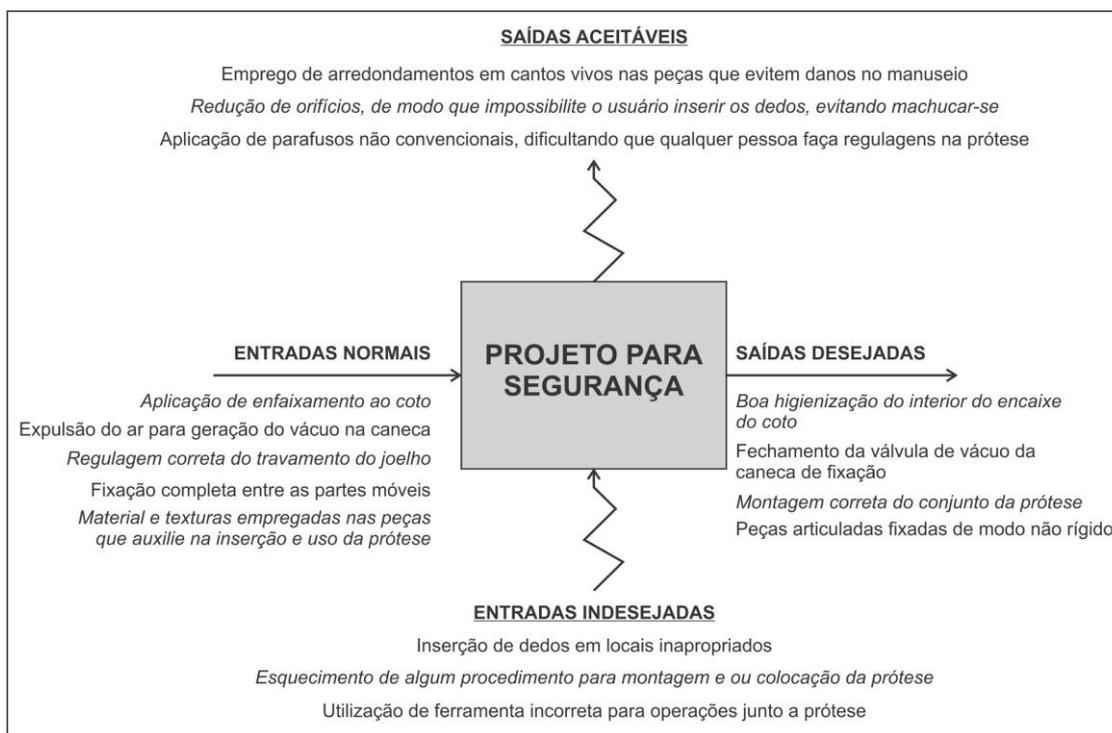
As avaliações para o projeto para a Segurança são importantes na elaboração do projeto da prótese, visto que a segurança deve ser considerada primordial em um produto, embora os resultados possam gerar incompatibilidades com outras análises.

Ainda que o projeto para segurança onere o custo da prótese, ela não pode ser desconsiderada.

Deste modo, aplicou-se a técnica proposta por De Madureira, em que avaliou-se *Entradas Normais*, que tratam-se de ações esperadas que o usuário irá executar no uso do produto. *Saídas Desejadas*, que são os resultados esperados que o produto executará devido as ações realizadas pelo usuário. Além destas, procurou-se analisar as *Entradas Indesejadas*, ações que não devem ser realizadas pelo usuário para o bom funcionamento, mas que podem ocorrer, e as *Saídas Aceitáveis*, que buscam prever que reações ocasionarão no produto devido às ações inapropriadas do usuário, procurando prever segurança mesmo em situações de mau uso do produto.

A figura 63 apresenta a aplicação desta técnica para avaliação do Projeto para a Segurança da prótese, em que mostra as Entradas normais e suas Saídas desejadas e as Entradas Indesejadas e as Saídas aceitáveis em consequência das ações do usuário.

Figura 63: Aplicação do sistema para segurança, proposto por De Madureira.

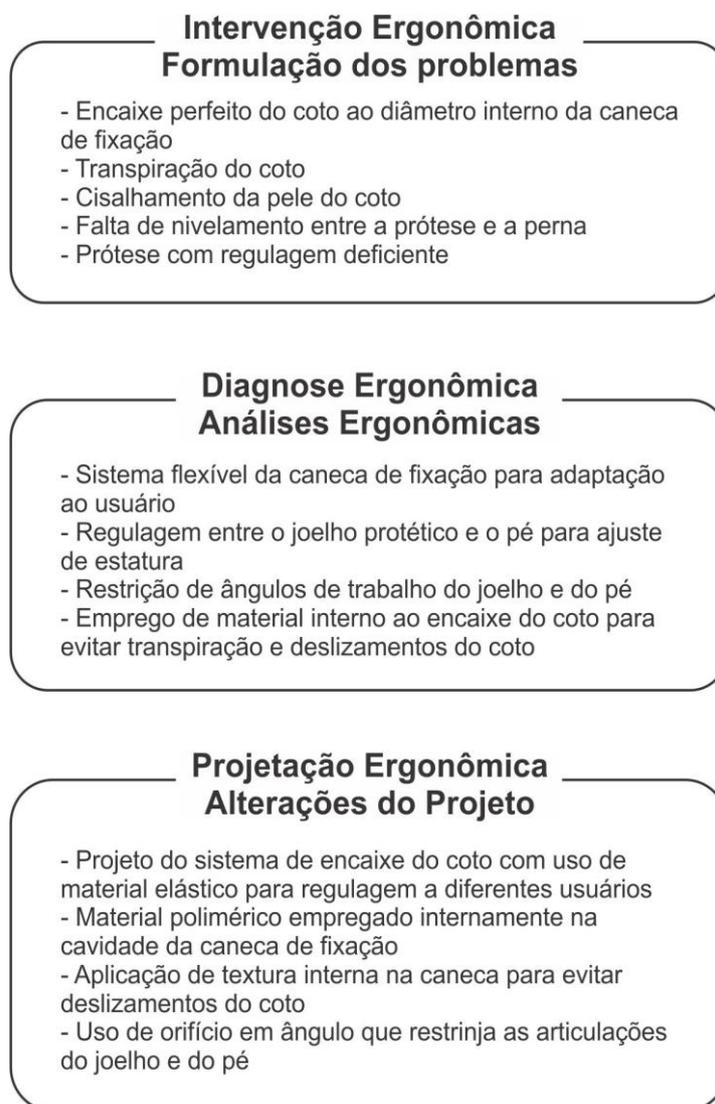


FONTE: O Autor.

#### 4.1.6. PROJETO PARA A ERGONOMIA

O projeto para a Ergonomia nesta dissertação, baseou-se na aplicação da técnica proposta por Moraes e Montalvão, avaliando a *Intervenção Ergonômica*, em que formula-se os problemas de ergonomia referente ao produto analisado, A *Diagnose Ergonômica*, que analisa questões de antropometria, cognição e biomecânica e a *Projetação Ergonômica*, que sugere alterações de projeto para o produto analisado. Deste modo, a figura 64 ilustra a técnica que foi aplicada para a análise quanto à ergonomia da prótese, com o objetivo de encontrar soluções que tornem a prótese com custo mais baixo, mas que empreguem ergonomia para os usuários.

*Figura 64: Aplicação da metodologia proposta por Moraes e Montalvão para o projeto para Ergonomia.*



FONTE: O Autor.

#### 4.1.7. PROJETO PARA O MEIO AMBIENTE - ECODESIGN

O projeto para o Meio Ambiente tem sido tratado na área de projetos como item importante durante o desenvolvimento de produtos, onde a preocupação com a geração de resíduos, consumo de energia e água durante o processo produtivo são itens considerados para a manufatura. Deste modo, nesta pesquisa foi avaliado pontos para futuros projetos de prótese, utilizando a técnica dos 3Rs, avaliando *Reduzir, Reutilizar e Reciclar* no produto em análise. A figura 65 apresenta a aplicação dos 3Rs avaliando a prótese.

Figura 65: Aplicação dos 3Rs para o projeto para o Meio Ambiente



FONTE: O Autor.

#### 4.1.8. PROJETO PARA A MANUTENÇÃO

A manutenção é item importante no desenvolvimento desta dissertação, visto que não são raras as atividades de ajuste deste produto durante a sua vida útil. Com isso, os pontos a serem avaliados para o projeto para a manutenção da prótese de membro inferior sugeridos seguindo a proposta de Pahl *et al.* (2005), são:

- utilizar um único tipo de parafuso para as fixações das partes da prótese;
- tornar as peças independentes, evitando desmontar o conjunto para acessar uma peça danificada;
- reduzir do número de peças, afim de facilitar o processo de manutenção.

## 4.2 MATRIZ DE CORRELAÇÃO

As análises efetuadas nas partes da prótese com o método do *Design for X*, originaram considerações sobre o projeto, nas quais, a avaliação separada de cada técnica de projeto nos módulos da prótese, suscitou algumas considerações conflitantes umas com as outras e, logo, revelaram incompatibilidades de projeto para que ambas fossem atendidas.

Assim, foi necessário aplicar um método que avaliasse todas as considerações encontradas na pesquisa, avaliando as que possuíam relação entre si e as que apresentavam incompatibilidades. Quando incompatíveis, era necessário julgar um grau de importância, a fim de selecionar uma alternativa ou outra.

Conforme Iida (2005) e De Madureira (2010), a segurança sempre deve estar em primeiro plano. Logo, este item teve prioridade sobre todos os outros na avaliação de incompatibilidades, na futura aplicação da matriz, mesmo que isto venha a onerar o custo do produto.

Os demais itens foram avaliados com maior importância em segundo lugar, para a simplificação do objeto, para que desta forma, seja atingido o objetivo de uma futura redução de custo da prótese. Para os demais itens avaliados no *Design for X*, tiveram grau de relevância decrescente em: ergonomia, manutenção, inovação, montagem e meio ambiente. Esta classificação deu-se pela importância destes itens para a prótese de membro inferior, em que através de pesquisas realizadas pelos autores Horne e Neil (2009) e Seaman (2010), constatou-se que usuários consideram importante à ergonomia, manutenção e aspectos de inovação que melhorem o desempenho do produto. Logo, estes foram considerados depois da segurança e simplificação, e os demais seguiram classificação baseada na busca pela redução de custo do produto, sendo por ordem: montagem e meio ambiente. A modularidade não foi considerada, pois através da pesquisa, analisou-se e constatou-se que a atual configuração modular das próteses contempla as partes importantes para o produto, não sendo necessário desmembrar em mais módulos.

Para a verificação de incompatibilidades entre os resultados gerados na pesquisa que utilizou o método do *Design for X*, foi preciso aplicar uma matriz para esta análise, que baseou-se na tabela de correlações de Cheng e De Mello Filho do método QFD (2010). Esta matriz cruza e analisa as Qualidades Exigidas do Usuário e as Características da Qualidade. Onde as Qualidades Exigidas tratam-se das necessidades

que o produto deve possuir para atender o cliente, e as Características da Qualidade são os meios que possibilitam atender aos requisitos do usuário.

As Características da Qualidade, que referem-se aos meios para o atendimento das necessidades dos clientes, foram inseridos na tabela a partir dos resultados das análises realizadas anteriormente, em que estabeleceu-se pontos para cada tópico analisado: *Inovação, Simplificação, Modularidade, Montagem, Segurança, Ergonomia, Meio Ambiente e Manutenção*. O resultado de cada tópico será acrescentado na matriz de correlação, sendo as Características da Qualidade.

Para as Qualidades Exigidas para este produto no emprego na matriz de correlações, foram selecionadas palavras que correspondem às necessidades do usuário, conforme relatado em pesquisas pelos autores Horne e Neil (2009) e Seaman (2010). Logo, os itens inseridos na matriz foram: *Personalização, Redução, Padronização, Otimização, Proteção, Adaptação, Males ao Meio Ambiente e Orientação*. Estas Qualidades exigidas foram selecionadas, pois estabelecem pontos importantes para os usuários, onde:

- *Personalização* - Na avaliação das próteses, a personalização é algo considerado como item importante pelos usuários por permitir ao mesmo, fazer adaptações de acordo com o seu desejo, possibilitando configurar a prótese para diversos tipos de usuários e necessidades.
- *Redução* - A partir da redução também é possível simplificar peças, unificando-as e, assim, consegue-se eliminar processos de fabricação para produção otimizada, como sugere Munari (2008). Além disso, com a redução, diminui o peso do objeto, algo vital para que o usuário consiga reduzir o seu gasto metabólico durante a marcha.
- *Padronização* - Este item foi empregado para avaliação de modelos das próteses, por permitir uma análise para a classificação de peças e melhorar a produção, possibilitando a fabricação de poucas peças e que atendam um grande número de usuários. Pahl *et. al* (2005) consideram a padronização item fundamental para a redução de custos de um produto. Esta padronização que permite fabricar poucas peças, mas para um determinado range de percentis, é dado importante para o usuário, pois pode eliminar a

necessidade de criação de moldes em gesso para a manufatura posterior de peças da prótese.

- Otimização - De acordo com Back et al. (2008), o projeto para Montagem deve ser otimizado, considerando polarizações, para que impeça o operador de montar incorretamente, evitando retrabalhos e aborrecimentos durante a tarefa. Estas ações que impossibilitam o usuário montar a prótese de maneira incorreta, evita possíveis danos à saúde do paciente, devido a uma montagem não adequada do produto e que poderia causar problemas a ele.

- Proteção - Um projeto para segurança, conforme De Madureira (2010), avalia guardas, cantos vivos, acessos perigosos, almejando a proteção do usuário em primeiro lugar, antes da redução do custo. A segurança para os usuários é bastante importante, pois danos a sua saúde no uso da prótese, pode acabar desmotivando o usuário a utilizar o produto, ou ainda trazer danos mais sérios à sua saúde.

- Adaptação - Nas análises relativas à ergonomia, a adaptação da prótese para o usuário é importante, pois permite realizar ajustes dimensionais para uma marcha confortável. Estas adaptações possibilitam regular velocidade de marcha, frenagem, entre outros, para uma melhor qualidade da marcha com o uso da prótese.

- Males ao Meio Ambiente - A avaliação da fabricação da prótese é item importante no que diz respeito aos males gerados ao meio ambiente e deve ser considerado na análise, os 3Rs, como indica Gomes Filho (2006). É importante para o cliente que próteses possam vir a ser reutilizadas para que torne mais baixo o seu custo de aquisição.

- Orientação - Back *et al.* (2008) reforçam a importância da etapa de manutenção em um produto e avaliam que a orientação no produto para os procedimentos a serem efetuados é vital para que esta etapa seja realizada

corretamente. Manutenção que dificulte a sua operação pode impedir ou fazer o usuário deixar de utilizar a prótese.

A tabela 9 apresenta a correspondência entre as Qualidades Exigidas e as Características da Qualidade, que serão aplicadas na matriz de correlação, para avaliação de incompatibilidades e futura seleção para a geração de diretrizes de projeto da prótese de membro inferior.

*Tabela 9: Relação entre as Características Exigidas e as Características da Qualidade*

<b>Qualidade Exigida</b>	<b>Características da Qualidade</b>
Personalização	Resultados do Projeto para Inovação
Redução	Resultados do Projeto para Simplificação
Padronização	Resultados do Projeto para Modularidade
Otimização	Resultados do Projeto para Montagem
Proteção	Resultados do Projeto para Segurança
Adaptação	Resultados do Projeto para Ergonomia
Males ao Meio Ambiente	Resultados do Projeto para o Meio Ambiente
Orientação	Resultados do Projeto para Manutenção

*FONTE: O Autor.*

A tabela 10 exibe a matriz elaborada para o sistema de fixação ao coto, de acordo com as relações mencionadas para a sua avaliação, relacionando todas as recomendações geradas nas análises de projeto do *Design for X*, que se tornaram as Características da Qualidade na aplicação da matriz, cruzando-as com as Qualidades Exigidas. Esta sistemática permitiu avaliar cada item de forma separada a fim de verificar as incompatibilidades.

Tabela 10: Matriz de Correlação para o sistema de fixação ao coto.

QUALIDADE EXIGIDA		Correlação	CARACTERÍSTICAS DA QUALIDADE				
A - Personalização	B - Redução			C - Padronização	D - Otimização	E - Proteção	F - Adaptação
		●	Eliminar Personalização da peça	Projeto para Inovação			
		●	Elevar Material que molda-se ao usuário	Projeto para Inovação			
		●	Reduzir Processo de Moldagem no usuário	Projeto para Inovação			
		●	Criar tamanhos padronizados	Projeto para Inovação			
		●	Eliminar etapa de moldagem ao usuário	Projeto para Simplificação			
		●	Material que molda-se ao usuário	Projeto para Simplificação			
		●	Eliminar forros internos	Projeto para Simplificação			
		●	Manter módulos dos membros da prótese separados	Projeto para Modularidade			
		●	Módulos compostos em: Caneca de fixação, joelho e pé	Projeto para Modularidade			
		●	Encaixes entre as peças de forma polarizada	Projeto para Montagem			
		●	Informação de acionamentos na própria peça	Projeto para Montagem			
		●	Mesmo tipo de ferramenta para fixação	Projeto para Montagem			
		●	Arredondamentos em cantos vivos	Projeto para Segurança			
		●	Redução do tamanho de orifícios	Projeto para Segurança			
		●	Aplicação de parafusos não convencionais	Projeto para Segurança			
		●	Válvula fixa à peça de encaixe ao coto	Projeto para Segurança			
		●	Material flexível para adaptação ao usuário	Projeto para Ergonomia			
		●	Textura interna na caneca para evitar deslocamentos	Projeto para Ergonomia			
		●	Material que não acumule umidade	Projeto para Ergonomia			
		●	Ranuras em ângulo para limitar angulações	Projeto para Ergonomia			
		●	Redução de energia na manufatura das peças	Projeto para o Meio Ambiente			
		●	Padronização das peças, possibilitando reuso	Projeto para o Meio Ambiente			
		●	Identificação nos materiais para reciclagem	Projeto para o Meio Ambiente			
		●	Materiais resistentes a impactos e duráveis	Projeto para o Meio Ambiente			
		●	Utilização de único tipo de parafuso	Projeto para Manutenção			
		●	Peças independentes, que evitem desmontagem	Projeto para Manutenção			
		●	Redução do número de peças	Projeto para Manutenção			

FONTE: O Autor.

A análise da matriz de correlação para o sistema de fixação do coto apresentou incompatibilidades, tais como:

- eliminação do processo de moldagem em gesso no usuário impede que a prótese adapte-se perfeitamente, sendo inviável a personalização;
- desenvolver material que molde-se no usuário torna a prótese onerosa, por acrescentar elementos ao produto, sendo contra a redução;
- criar peças padronizadas dificulta as regulagens para a ergonomia;
- eliminar o forro interno pode causar riscos a segurança do usuário durante a marcha, devido ao cisalhamento da pele;
- aplicação de parafusos não convencionais para as regulagens da prótese podem dificultar a sua aquisição, impedindo futuras etapas de manutenção quando houver perda de peças;
- remover a válvula de vácuo é incompatível com a segurança, pois o sistema por vácuo impede flutuações do membro residual durante a deambulação;
- moldagem em gesso no usuário gera maior consumo de energia na manufatura, além de impossibilitar o reuso da prótese em outros usuários, devido a peça ter sido fabricada sob medida.

A análise das incompatibilidades avaliou a segurança do usuário em primeiro lugar, logo, os itens que envolviam a segurança foram considerados fundamentais, sendo descartadas prontamente as considerações opostas. Com isso, definiu-se que o forro interno não deveria ser removido e a válvula de vácuo seria substituída pelo sistema por suspensão de vácuo acoplada na base do sistema de encaixe ao coto, devendo, assim, a prótese possuir encaixe inferior para este sistema.

Também se considerou que a etapa de moldagem no usuário era importante ser eliminada, por se tratar de um processo custoso, que envolve profissionais de várias áreas, além de impossibilitar o reuso da peça para outros usuários posteriormente. Embora perca-se na adaptação e regulagem do encaixe ao não haver mais a personalização conseguida através do processo de moldagem, a aplicação de um sistema com tamanhos padronizados e que possibilite ajustes, garante adaptação à ergonomia de cada usuário.

Por fim, a aplicação de parafusos não convencionais, mas produzidos no mercado e comercializados em estabelecimentos especializados, deve ser empregada para que impossibilite que pessoas não autorizadas façam regulagens errôneas na prótese.

Em seguida, foram realizadas as análises na matriz de correlação para o módulo do joelho protético. Da mesma forma como no sistema de fixação ao coto, foram encontradas incompatibilidades entre as considerações de projeto, porém, na avaliação do joelho protético, foram localizadas poucas incompatibilidades, sendo estas relativas somente à personalização da peça.

As considerações geradas nas análises no joelho protético não se mostraram conflitantes entre si, principalmente com relação à segurança, visto que as possibilidades diagnosticadas para cada estratégia não afetaram a proteção do usuário.

Das incompatibilidades encontradas na matriz de correlação, o item personalização apresentou apenas duas incompatibilidades:

- remoção de grampos ou cabos para regulagem da frenagem impede a personalização ou o ajuste ao usuário para a limitação dos movimentos da prótese;
- padronização das peças para o reuso evita personalizações, devido a elaboração da prótese de maneira que possa ser utilizada por vários usuários.

A tabela 11 apresenta a Matriz de Correlação para o joelho protético, onde foram cruzados as Qualidades Exigidas e as Características da Qualidade encontradas na análise do método *Design for X* para o módulo do joelho protético.



Estas incompatibilidades foram tratadas separadamente, em que a eliminação dos grampos ou cabos para o travamento da prótese foi descartada, visto que este item tem importância vital para a segurança do usuário. Entretanto, sugere-se que este sistema de travamento seja realizado por atrito mecânico, a fim de eliminar peças sobressalentes que oneram o custo do produto.

Outro item com incompatibilidade foi a padronização das peças para o reuso com relação à personalização. A padronização do joelho busca reduzir a quantidade de modelos, o que permite aumentar o volume de produção de um mesmo item e, conseqüentemente, reduzir custo. Porém, esta solução é incompatível para que o usuário personalize a sua prótese, impedindo a escolha entre os diferentes tipos de mecanismos de joelho para a sua prótese.

Para esta consideração foi determinado por padronizar a peça, permitindo que outros usuários possam utilizar o mesmo joelho protético, aumentando o ciclo de vida do produto. Embora essa alternativa reduza as escolhas de modelos de joelho, isso segue a orientação dos novos modelos de próteses, atualmente, que têm reduzido as possibilidades, desenvolvendo modelos híbridos, com mecanismos na mesma peça, sendo, por exemplo, hidráulicos e por atrito mecânico.

A tabela 12 apresenta a Matriz de Correlação para o módulo do sistema pé-tornozelo, avaliando as relações entre os dados para a busca das incompatibilidades.

A Matriz de Correlação do sistema pé-tornozelo apresentado na tabela a seguir encontrou as seguintes incompatibilidades:

- unificação da peça - impossibilita ajuste de movimento entre o pé e o tornozelo, impedindo que o usuário personalize de acordo com a sua necessidade;
- criação de uma única peça - inviabiliza a adaptação, devido a impossibilidade de regulagens dimensionais;
- construção da peça em material polimérico em monobloco - impede regulagens para tamanhos diferentes de pés.

Tabela 12: Matriz de Correlação para o sistema pé-tornozelo.

QUALIDADE EXIGIDA		Correlação		CARACTERÍSTICAS DA QUALIDADE														
A - Personalização	B - Redução			C - Padronização	D - Otimização	E - Proteção	F - Adaptação	G - Males ao Meio Ambiente	H - Orientação	Projeto para Inovação	Projeto para Simplificação	Projeto para Modularidade	Projeto para Montagem	Projeto para Segurança	Projeto para Ergonomia	Projeto para Meio Ambiente	Projeto para Manutenção	
																		Eliminar Tipos diferentes de materiais
																		Elevar Sistema de encaixe integrado à peça
																		Reduzir Número de peças
																		Criar Peça única
																		Única peça em polímero para a função de acúmulo de energia ao impacto no solo, e propulsão
																		Substituição do material aplicado por polímero com propriedades de flexibilidade e durabilidade
																		Manter módulos dos membros da prótese separados
																		Módulos compostos em: Caneca de fixação, joelho e pé
																		Encaixes entre as peças de forma polarizada
																		Informação de acionamentos na própria peça
																		Mesmo tipo de ferramenta para fixação
																		Arredondamentos em cantos vivos
																		Redução do tamanho de orifícios
																		Aplicação de parafusos não convencionais
																		Ângulos de trabalho apropriados
																		Material flexível para adaptação ao usuário
																		Regulagem dimensional do pé para diferentes tamanhos
																		Ranhuras em ângulo para limitar angulações
																		Redução de energia na manufatura das peças
																		Padronização das peças, possibilitando reuso
																		Identificação nos materiais para reciclagem
																		Materiais resistentes a impactos e duráveis
																		Utilização de único tipo de parafuso
																		Peças independentes, que evitem desmontagem
																		Redução do número de peças

FONTE: O Autor.

A incompatibilidade gerada para a simplificação da peça pela construção de uma única parte, que embora seja satisfatória em relação ao custo, é inviável por não permitir ajustes e movimentações do calcanhar importantes neste módulo da prótese.

Logo, constatou-se que a elaboração de um sistema pé-tornozelo que permitisse regulagens dimensionais da peça possui maior importância em relação à redução do pé protético a uma única parte.

Deste modo, embora produzir em um processo por injeção termoplástica represente redução de custo da peça, isto limita a funcionalidade da mesma e, portanto, esta consideração deve ser descartada.

Os demais itens encontrados na análise não geraram impossibilidades de projeto e são considerados viáveis na elaboração de alternativas para os requisitos do sistema pé-tornozelo.

Ao final das considerações coletadas na Matriz de Correlação, foram avaliadas as incompatibilidades e selecionadas as melhores soluções com base nos critérios sugeridos pela literatura, como segurança, funcionalidade e custo (DE MADUREIRA, 2010).

Os resultados das Matrizes de Correlação geraram os requisitos compatíveis para a geração de requisitos de projeto, eliminando as incompatibilidades e permitindo a geração dos requisitos de projeto para próteses de membro inferior.

## 5. GERAÇÃO DE REQUISITOS DE PROJETO

Os resultados gerados nas análises e posteriormente aplicados nas matrizes de correlação, apresentaram as informações necessárias para a elaboração dos requisitos de projeto para o desenvolvimento de próteses de membro inferior que visem o baixo custo. A partir destas análises estabeleceram-se os requisitos em forma de tópicos para cada item, procurando descrever os requisitos de forma a guiar futuros desenvolvimentos, orientando para sugestões de projeto que venham a reduzir o custo do produto e também mantê-la funcional baseado na pesquisa realizada.

As análises geradas para os tópicos: *Inovação, Simplificação, Modularidade, Montagem, Segurança, Ergonomia, Meio Ambiente e Manutenção*, geraram as Características da Qualidade, que foram os meios e avaliações que poderiam ser aplicados para o atendimento dos objetivos propostos nesta pesquisa.

Todavia, o método de análise do *Design for X*, desmembrou o produto em vários tópicos, e necessitou que estes fossem avaliados separadamente durante a avaliação do produto. Este procedimento de avaliação separada apresentou algumas incompatibilidades no emprego de todas as análises realizadas no momento da aplicação destas no conjunto para o desenvolvimento do produto. Logo, uma ferramenta para avaliar incompatibilidades se fez necessário na pesquisa, e então, foi aplicada a matriz de correlações do método QFD.

Para a aplicação da matriz de correlações, exigiu-se que fossem estabelecidos as Características da Qualidade e as Qualidades Exigidas, onde:

- Características da Qualidade – São as alternativas para a execução dos objetivos, como forma de simplificar a fabricação, reduzir procedimentos de montagem, encontrar novos materiais, entre outros;
- Qualidade Exigida – Qualidades julgadas importantes pelos usuários do produto que tratam-se dos itens que são avaliados pelos consumidores no momento da compra.

Após a realização da análise, foi finalmente possível gerar as diretrizes de projeto para cada módulo da prótese de membro inferior, sendo estes descritos quanto a sua aplicação e posteriormente organizados em tabelas em forma de tópicos para que assim, tornem-se fonte de dados importante para futuros desenvolvimentos de próteses que

visem o baixo custo do produto, porém, mantendo as funcionalidades e características relevantes para a prótese.

Estas diretrizes de projeto geradas através da pesquisa realizada e que foi aplicada na metodologia do *Design for X*, buscou trazer um auxílio sendo fonte de informações importantes para futuros desenvolvimentos de próteses de membro inferior de menor custo.

## 5.1 REQUISITOS DE PROJETO PARA FIXAÇÃO AO COTO

Após a escolha dos itens prioritários, realizada na análise de correlações, foi possível organizar as Qualidades Exigidas e as Características da Qualidade para o sistema de fixação ao coto, permitindo então, elaborar os requisitos de projeto importantes para o desenvolvimento futuro de próteses de membro inferior.

A seguir estão dispostos os itens selecionados na matriz e que fornecerão os dados para a elaboração dos requisitos:

- Personalização – Deve ser eliminado o processo de moldagem em gesso, para que desonere este custo que está embutido no preço total do produto. Este procedimento pode ser realizado através de escaneamento tridimensional diretamente no membro residual do paciente, reduzindo deste modo, o tempo e custo deste procedimento;
- Redução – A utilização de material que molde-se ao coto do paciente através de aplicação por vácuo elimina a confecção de uma peça personalizada para cada indivíduo. O projeto da caneca de fixação ao coto pode possuir modelos padronizados com numerações intercaladas, permitindo assim, pequenos ajustes no usuário;
- Padronização – O emprego de peças padronizadas através de numerações possibilita a remoção do processo de moldagem em gesso no usuário, pois pequenas variações dimensionais possibilitam um melhor ajuste da prótese nos pacientes, visto que a caneca de fixação possuiria uma regulagem mínima no diâmetro para encaixe ao coto. Além disso, o emprego de

numerações padronizadas permitiria ao paciente encontrar seu modelo em estabelecimento ortopédico, por exemplo, simplificando todo o procedimento de medidas e moldes realizados atualmente, e que eleva o tempo para o começo da aplicação da prótese;

- Otimização – Aplicação de sistemas por engate rápido agilizam e facilitam o procedimento de montagem da prótese do paciente, o que pode ser um incentivador para o uso, pois produtos que sejam complicados para montar acabam por não ser utilizados. Porém, o uso de sistema de encaixe deve ser realizado de forma a impossibilitar a montagem incorreta pelo usuário, impedindo assim possíveis danos à sua saúde, visto que um procedimento incorreto pode causar danos, como quedas e acidentes;
- Proteção – O sistema por suspensão por vácuo apresenta resultados considerados importantes por pesquisadores, reduzindo cisalhamentos da pele na deambulação, e, portanto, deve ser previsto no sistema de encaixe ao coto para a sua fixação, através de sistema por engate rápido. Entretanto, é importante também ser considerado no encaixe ao coto o emprego de um sistema por válvula localizado na parte inferior da caneca para a geração do vácuo por sistema de sucção, visto que esta tecnologia possui um custo mais baixo em relação ao sistema por suspensão de vácuo. A possibilidade de uso da válvula além de ser de custo menor, é importante, pois pode suprir uma eventual falha do sistema de suspensão por vácuo, já que este possui sistema por baterias, diferente da válvula que trata-se de sistema puramente mecânico.
- Adaptação - O emprego de material interno da caneca (forro) que apresente propriedades de amortecimento e adesão à bandagem do coto, para uma boa união entre o membro residual e a prótese, é importante no sistema para evitar problemas de flutuações do coto dentro da caneca, o que dificulta a marcha e pode causar danos à pele, como alergias e bolhas. Logo, o uso de materiais internos que se tornem confortáveis durante a marcha e permitam ao usuário deambular perfeitamente através de uma boa adesão entre a prótese e o seu membro residual é de vital importância para a funcionalidade do sistema;

- Males ao Meio Ambiente – A padronização do sistema de encaixe ao coto realizada a partir de numerações, e que elimina a moldagem no membro residual do usuário, permite o reuso por outros pacientes na mesma prótese, pois sem a modelagem que personaliza a prótese para cada usuário, é possível fazer ajustes para que outras pessoas utilizem uma prótese que eventualmente poderia ser descartada pelo primeiro proprietário. Isto possibilita que pessoas de menor poder aquisitivo possam vir a ter uma prótese no futuro, mesmo que este item já tenha sido utilizado. Embora busque-se aumentar o ciclo de vida da prótese através da reutilização, também é preciso que o produto apresente informações relativas aos seus materiais empregados, facilitando a reciclagem do produto ao fim do seu ciclo de uso;
- Orientação – Reentrâncias que facilitem a inserção dos dedos para a remoção da prótese junto ao coto são importantes para este procedimento e auxiliam na orientação do usuário de como proceder, devendo haver informações que instruem o paciente na própria peça para executar a tarefa. Outro fator a ser considerado é a aplicação de tipos de parafuso não convencionais, e que não sejam facilmente encontrados no mercado, o que impossibilita que pessoas não autorizadas façam regulagens errôneas na prótese, podendo causar danos durante a marcha no usuário. Portanto, o emprego de parafusos do tipo estrela garante que somente pessoas autorizadas, como protéticos e ou fisioterapeutas possam fazer as devidas regulagens na prótese, pois estes não são itens encontrados facilmente.

Estas considerações seguem dispostas na tabela 13 em forma de tópicos para os requisitos de projeto do sistema de fixação ao coto, e foi elaborada deste modo, a fim de facilitar a compreensão e análise dos dados para futuros desenvolvimentos de projeto que utilizem estes requisitos.

A tabela 13 apresenta os requisitos de projeto para o sistema de fixação ao coto de próteses de membros inferiores.

Tabela 13: Requisitos de Projeto para o Sistema de fixação ao coto.

<ul style="list-style-type: none"> <li>• Eliminação do processo de moldagem em gesso no usuário para redução de custo final da prótese.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Escaneamento do coto para a redução de tempo e custo desta operação.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Emprego de material que molde-se no membro residual do paciente ao aplicar o vácuo.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Modelos padronizados, com numerações intercaladas, para que não haja apenas um dimensional de caneca (sistema de fixação ao coto), o que garante padronização de produção similar à indústria de calçados e permite adaptações aos percentis dos usuários.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Padronização em numerações da peça de fixação ao coto, evita o processo de moldagem em gesso.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Aplicação de tamanhos padronizados, com numerações para diversos percentis, possibilita a compra da peça em estabelecimento indicado, como centros ortopédicos, podendo o paciente adquirir um modelo através de prescrição médica após o escaneamento do seu coto.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Sistema giratório de engate rápido polarizado que facilite a montagem junto ao sistema de suspensão por vácuo acoplado na base da peça.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Emprego de válvula na peça para a geração de vácuo manual, em casos que o sistema de suspensão por vácuo apresente problemas.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Aplicação de material interno (forro) que proporciona conforto para o membro residual durante a marcha, servindo como um amortecedor de impacto e que não absorva água, a fim de evitar cisalhamentos na pele.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Forro interno em material que faça a adesão junto à bandagem do coto, com o objetivo de união entre a caneca e o enfaixamento do coto, reduzindo as flutuações do membro residual durante a marcha.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Identificação dos materiais aplicados que garante a reciclagem posterior das peças.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Eliminação da personalização da peça realizada por meio de molde em gesso permite o reuso da prótese por outros indivíduos, sem a necessidade de descarte após o fim do uso por parte do usuário, uma vez que tenham próteses com numerações para tipos diferentes de percentis, eliminando modelos feitos sob medida.</li> </ul>

*Tabela 13: Requisitos de Projeto para o Sistema de fixação ao coto (Continuação).*

<ul style="list-style-type: none"> <li>• Aplicação de reentrâncias laterais e com informações de uso na peça para facilitar a remoção da caneca após o uso.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Utilização de parafusos do tipo estrela que dificulta o acesso a pessoas não autorizadas para a realização de regulagens junto à prótese, ficando esta tarefa a cargo de pessoas competentes, evitando futuros problemas aos pacientes.</li> </ul>

*FONTE: O Autor.*

## 5.2 REQUISITOS DE PROJETO PARA O JOELHO PROTÉTICO

A análise de correlações aplicada para o joelho protético apresentou apenas duas incompatibilidades, e que tiveram a seleção realizada de acordo com o grau de importância para o projeto, conforme já mencionado no trabalho. Logo, as Qualidades Exigidas e as Características da Qualidade para o joelho protético foram estabelecidas a fim de elaborar os requisitos de projeto.

Os itens selecionados na matriz e que não tiveram incompatibilidades e aqueles incompatíveis que foram escolhidos, estão a seguir elencados para a geração dos requisitos, sendo estes organizados nas Qualidades Exigidas para o joelho protético:

- Personalização – A aplicação de sistema para regulagem da articulação por atrito mecânico, por exemplo, permite que usuários ajustem a velocidade da marcha de acordo com a sua necessidade, podendo o projeto prever variações entre: marcha leve, média e forte, onde a marcha leve seria mais indicada a pacientes idosos e a marcha forte para aqueles usuários que praticam exercícios físicos e, ou, jovens;
- Redução – O formato do projeto da peça do joelho protético pode contemplar em seu desenho um batente que impeça o avanço da parte inferior da perna, impedindo que a articulação inferior ao se deslocar para frente exceda o ângulo reto na posição ereta, o que é muito importante para manter o equilíbrio do usuário na posição estática. A aplicação de processo termoplástico possibilita a fabricação de peças com geometrias complexas

e multifuncionais como para a função da articulação e batente na mesma peça, como neste caso acima citado. Além disso, o uso de material polimérico reduz o peso total da peça, algo importante para não comprometer a deambulação do usuário;

- Padronização – A construção da parte inferior do joelho que se estenda e contemple a função de regulagem de altura da perna, reduz a quantidade de peças, eliminando itens e facilitando a aquisição da prótese ao reduzir a quantidade de partes e modelos, através de uma possível padronização do joelho extensor;
- Otimização – A unificação da parte inferior do joelho junto ao tubo extensor reduz procedimentos de montagem, tanto para a fabricação, quanto para o usuário final. Esta possibilidade elimina prováveis montagens incorretas, e assim, evitam possíveis problemas. A aplicação de sistema por engate rápido na parte superior do joelho que contemple a montagem para o sistema de suspensão por vácuo deve ser aplicada, para casos em que o paciente utilize este sistema;
- Proteção – As peças compostas do joelho devem todas possuir cantos arredondados, para facilitar o movimento de articulação, além de evitar ferimentos aos usuários. Além disso, orifícios pequenos devem ser menores que o dedo humano, a fim de impedir o acesso a estes locais, o que poderia trazer sérios danos à saúde do usuário;
- Adaptação – O sistema mono eixo da articulação do joelho regulado através de atrito mecânico pode regular manualmente a velocidade da marcha. Este mecanismo de articulação mono eixo por atrito mecânico trata-se de um sistema mais simples, visto que existem sistemas hidráulicos, pneumáticos e elétricos, porém estes são consideravelmente de maior custo, algo inverso do objetivo desta pesquisa que visa à redução de custo do produto;
- Males ao Meio Ambiente – O emprego de peças em material polimérico deve ser classificado para que seja possível a sua identificação ao final do ciclo de vida do joelho protético, possibilitando deste modo, a separação dos materiais para a reciclagem;
- Orientação – Informações de ajustes da articulação do joelho inseridas na própria peça podem auxiliar e tornar mais ágil esta etapa, permitindo que

profissionais capacitados possam proceder às regulagens sem o uso de manuais para as tarefas mais habituais.

Conforme realizado nos requisitos do sistema de encaixe ao coto, os requisitos de projeto para o joelho protético estão apresentados em forma de tópicos, conforme segue a seguir na tabela 14.

*Tabela 14: Requisitos de Projeto para o Joelho Protético.*

<ul style="list-style-type: none"> <li>• Regulagem de movimento através de sistema de controle da articulação, que ajusta a marcha para cada necessidade do usuário, com variações entre: marcha leve, média e forte. Sendo esta última para pessoas com maior atividade física.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Travamento do joelho realizado através do formato da própria peça, funcionando como um batente, impedindo que a peça inferior avance para frente durante o movimento.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Peças produzidas em material polimérico e com processo termoplástico tornam menor o custo de manufatura, além de reduzir o peso das peças, pois eliminam processos necessários em materiais metálicos.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Tubo extensor da perna sendo parte do módulo inferior do joelho reduz a necessidade de peças avulsas, reduzindo modelos de tubos e permitindo padronizações do joelho extensor. O tubo sendo fabricado em processo termoplástico juntamente com o joelho reduz etapas de fabricação e elimina uso de diferentes materiais.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Parte inferior do joelho construída em uma única peça, com a função da articulação. A mesma estende-se para exercer a função do tubo regulador das próteses atuais, reduzindo, assim, partes e etapas de montagem da prótese, pois elimina a etapa de montagem dos tubos extensores junto ao joelho protético.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Encaixe superior com sistema por engate rápido, facilita a montagem do joelho junto ao sistema por suspensão de vácuo.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Eliminação de tubos extensores para a regulagem de altura evita a montagem incorreta da prótese, não permitindo ao usuário montar as peças de forma invertida. A regulagem de altura da prótese pode ser obtida através da inserção de tubos com diâmetros diferentes, sendo um montado dentro do orifício do outro tubo.</li> </ul>

Tabela 14: Requisitos de Projeto para o Joelho Protético (Continuação).

<ul style="list-style-type: none"> <li>• Extremidades das peças em raios para evitar possíveis lesões aos usuários.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Furos aplicados na prótese como para montar a articulação do joelho, devem possuir diâmetros pequenos para impedir que pessoas insiram os dedos na articulação do joelho protético e causem ferimentos.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Sistema monoeixos do joelho com parafuso para a regulação do movimento que ajusta a articulação do mesmo através de pressão das partes por atrito mecânico. Este sistema reduz o custo por simplificar a montagem e reduzir número de peças.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Peças com informações sobre o material para que oriente a separação durante a reciclagem.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Algumas informações importantes para a regulação do joelho inseridas na própria peça evitam a necessidade de visualização em manuais para tarefas de maior frequência. Estas informações podem ser inseridas na parte lateral do joelho utilizando símbolos que orientem a montagem.</li> </ul>

FONTES: O Autor.

### 5.3 REQUISITOS DE PROJETO PARA O SISTEMA PÉ-TORNOZELO

Após a análise de correlações entre as Qualidades Exigidas e as Características da Qualidade para o sistema pé-tornozelo, foram selecionados os itens de maior importância que tiveram incompatibilidades, e o resultado desta análise é utilizado para a geração dos requisitos de projeto para o sistema pé-tornozelo, como nos itens anteriores.

A seguir estão expostos os resultados da análise das Qualidades Exigidas e Características da Qualidade, para apresentação dos requisitos de projeto deste item na prótese de membro inferior:

- Personalização – Regulagens para altura da perna por sistema de pressão com travas tipo alavanca que impedem o deslizamento das peças é importante para permitir maior precisão na regulação de altura da prótese

para o usuário. A inserção de sistemas de regulação também no tornozelo é igualmente importante, pois alguns pacientes comprovadamente reduzem a movimentação do calcanhar na deambulação, como pacientes idosos, por exemplo, e, logo, é importante limitar este movimento;

- Redução – A extensão do pé-tornozelo para que o mesmo tenha também a função de ajuste da perna, prolongando o pé na parte superior, reduz e elimina a necessidade de tubos extensores separados como usados atualmente, e que são montados junto ao pé e ao joelho. O emprego de processo termoplástico pode viabilizar a construção deste tipo de peça, sendo um item multifuncional, e, além disso, o uso de material polimérico reduz a quantidade de materiais diferentes na peça e diminui o peso total da prótese;
- Padronização – O desenho do pé protético é de extrema importância para o bom funcionamento de toda a prótese, pois é comprovado que a maior força exercida no movimento é o contato do calcanhar ao solo que transforma esta força posteriormente em impulso para dar a passada, reduzindo assim, consideravelmente o esforço muscular e desgaste físico durante a marcha. Portanto, o emprego de um sistema por efeito mola no projeto deve ser atendido, podendo esta peça ser em material metálico e em formato “C”, pois, deste modo, além de funcionar como mola o formato da peça possibilita que haja articulação entre ela e o restante do sistema pé-tornozelo;
- Otimização – A peça prolongadora superior do pé montada junto ao joelho deve ser separada do restante do pé protético, de modo, que a parte inferior do pé seja a parte propulsora e a superior a ligação entre o joelho e que funcionará como articulação para o tornozelo. Esta redução de peças diminui processos de montagem e elimina possíveis causas de problemas, visto que há menor quantidade de partes no sistema com a junção entre o pé e o joelho sendo uma única peça;
- Proteção – Além de melhorar o funcionamento da articulação do pé-tornozelo, o emprego de cantos arredondados na peça evita danos ao paciente, reduzindo possibilidades de arranhões e cortes durante o manuseio da prótese;

- Adaptação – O desmembramento do pé em duas partes, embora aumente o procedimento para montagem da prótese é necessário para aumentar a estabilidade do usuário durante a marcha e na posição ereta, visto que, com este ajuste dimensional, o paciente poderá ajustar seu pé protético ao mesmo tamanho do outro pé são. Esta regulagem permite padronizar um único modelo de pé que atenda grande número de usuários;
- Males ao Meio Ambiente – Devido à necessidade de propulsão do pé protético para a passada durante a marcha, o pé regulável deve ser em material metálico, logo, para que seja possível haver uma regulagem entre duas partes metálicas para o dimensional do pé, o processo por conformação pode ser indicado para evitar qualquer tipo de uso de soldas, que geram gases nocivos ao homem e ao meio ambiente. Além disso, o uso de tratamentos superficiais nas peças e o emprego de materiais duráveis são importantes para que a prótese tenha longo ciclo de vida, e outros usuários possam vir a utilizar o produto no futuro;
- Orientação – O uso de parafusos do tipo estrela como mencionado nas partes anterior da prótese, impede que pessoas sem qualificação manipulem a prótese do usuário. É comum familiares do paciente no intuito de ajudar, acabar causando problemas sérios de saúde a pessoa, ao regularem a prótese de maneira incorreta, ocasionando dificuldades da marcha pelo paciente, que poderão vir a ser tornar um problema de coluna, ou no pior dos casos causar uma queda.

Os requisitos de projeto para o sistema pé-tornozelo estão apresentados em forma de tópicos, conforme itens anteriores, e que segue A seguir na tabela 15.

*Tabela 15: Requisitos de Projeto para o sistema Pé-Tornozelo.*

<ul style="list-style-type: none"> <li>• Regulagem da altura da perna com sistema por alavancas de pressão permite maior precisão nesta operação.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Regulagem na articulação do tornozelo é importante para ajustes a diferentes tipos de usuários, uma vez que comprovadamente pacientes idosos levantam pouco o pé com relação à distância do solo.</li> </ul>

*Tabela 15: Requisitos de Projeto para o sistema Pé-Tornozelo (Continuação).*

<ul style="list-style-type: none"> <li>• Tubo extensor sendo parte da peça superior do pé protético para fixar-se ao joelho, possibilita regulagem de altura da perna e reduz quantidade de peças.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Peças superiores produzidas em material polimérico diminuem o custo da manufatura e reduzem o peso da peça.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Formato da peça metálica em “C” reproduz a função de mola e também funciona como propulsor.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Material metálico com função elástica permite que seja acumulada energia durante o contato ao solo e, logo após, seja transformada em energia para impulsionar a passada.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Peça que une o pé ao joelho deve ser separada do pé em material metálico, para que assim uma gire sobre a outra e tenha a função de tornozelo.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Emprego de cantos com arredondamentos é importante para melhor a articulação do movimento e impedir ferimentos nos usuários.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Pé protético composto por duas peças viabiliza o ajuste dimensional para diferentes tamanhos de pé.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Regulagem do pé protético melhora a estabilidade do usuário, pois permite que o mesmo ajuste o tamanho do pé protético ao tamanho do seu pé do membro sã.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Peças metálicas do pé protético com função de duas partes produzidas em processo de conformação, não necessitam de soldagem para a união das partes, evitando a geração de gases nocivos ao meio ambiente.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Aplicação de materiais com alta durabilidade é aconselhável, para permitir que o produto possa vir a ser reutilizado por outras pessoas.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Uso de parafuso não convencional para as regulagens impede que usuários não autorizados procedam de maneira incorreta nas regulagens, podendo causar danos à saúde dos usuários.</li> </ul>

*FONTE: O Autor.*

## 6. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este capítulo expõe a finalização desta dissertação e está dividido em dois tópicos: as conclusões que mostram os resultados, confirmando que a hipótese atende os objetivos propostos na introdução do trabalho, e a apresentação de sugestões para trabalhos futuros, visando à continuação dos estudos para o desenvolvimento de próteses de membro inferior de menor custo.

### 6.1 CONCLUSÕES

A presente pesquisa objetivava propor diretrizes de projeto para o desenvolvimento de próteses de membro inferior que simplificassem o produto levando em consideração os aspectos funcionais da prótese e avaliando os requisitos necessários para que o produto funcionasse de maneira apropriada e oferecesse segurança para o usuário.

Para isso, foi necessário realizar pesquisas para obter conhecimento sobre as necessidades do usuário e do produto, tais como:

- processos cirúrgicos, com o propósito de coletar informações pertinentes ao desenvolvimento de próteses;
- biomecânica da marcha em pessoas sem amputação, a fim de entender os mecanismos do corpo humano para a deambulação;
- biomecânica da marcha em amputados, para a avaliação e mudanças de movimentos que este indivíduo exerce para caminhar;
- tipos de prótese de membro inferior existentes atualmente, com a realização de análises de suas partes e tecnologias utilizadas nas mesmas.

As análises permitiram coletar dados para, primeiramente, compreender o funcionamento total das próteses, considerando quais mecanismos de articulações, proteções e funções são importantes para este produto, para, posteriormente, propor

diretrizes destinadas ao desenvolvimento de próteses de membro inferior, visando um menor custo.

Estes dados foram aplicados à metodologia do *Design for X* com o propósito de avaliar os mais diversos aspectos do produto e encontrar soluções para o projeto. Essa metodologia foi escolhida por permitir uma análise completa do ciclo de vida da prótese, possibilitando encontrar soluções nas etapas de concepção, fabricação e até o seu descarte final.

Para aplicar o *Design for X*, foram selecionados oito técnicas para a avaliação do objeto: inovação, simplificação, modularidade, montagem, segurança, ergonomia, meio ambiente e manutenção. Nestas ponderações aplicaram-se técnicas de projeto em cada item especificamente para a geração das diretrizes de projeto.

Constatou-se que, através da aplicação da metodologia proposta, foi possível simplificar o produto, confirmando, assim, a hipótese da pesquisa de que o uso da metodologia do *Design for X* potencializaria a análise do objeto, gerando alternativas de projeto para a elaboração de requisitos para o desenvolvimento de próteses de membros inferiores de menor custo, através da simplificação do objeto e redução de processos de fabricação que reduzem o custo do produto.

A metodologia empregada permitiu analisar cada ponto e gerar dados e modelos de construção para a elaboração de projetos de próteses de membros inferiores futuramente. Mostrou-se relevante por permitir uma análise aprofundada de cada detalhe do produto, procurando melhorar diversos aspectos do objeto, onde a geração das diretrizes foi apresentada para as partes da prótese: sistema de encaixe ao coto, joelho protético, sistema pé-tornozelo.

Estas diretrizes consistem em informações importantes para o desenvolvimento das partes da prótese, como a obrigatoriedade de aplicação de sistema por vácuo e uso de material interno (forro) do encaixe de fixação ao coto contra a transpiração, para evitar deslocamento do membro residual e, deste modo, não gerar cisalhamentos na pele do usuário durante a deambulação com a prótese. Também, revela a necessidade de haver regulagem de velocidade de marcha, ajustada através da articulação do joelho protético, para adequar às diferentes faixas etárias de usuários. Ou, ainda, salientar a importância do sistema pé tornozelo ter material que acumule energia no contato ao solo e, logo, a dissipe funcionando como propulsor para o impulso da perna.

A pesquisa concentrou-se em gerar diretrizes que simplifiquem o produto, para que, conseqüentemente, resultem em viabilização do custo do produto para a população

brasileira em geral. Logo, entende-se que a aplicação das diretrizes propostas em futuros projetos de próteses reduza o custo de aquisição, devido à aplicação de métodos baseados na pesquisa realizada que simplificam, eliminam processos ou padronizam o desenvolvimento do produto.

Os resultados obtidos nesta pesquisa e que foram à base para a elaboração dos requisitos de projeto para próteses de membros inferiores, são fonte de informação para o desenvolvimento de próteses de baixo custo. É um estudo de interesse para desenvolvedores desses produtos, significando importante auxílio, visto que os requisitos de projeto são consequência de pesquisas contundentes de usuários, componentes similares e estudos da marcha.

## **6.2 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS**

A partir dos requisitos de projeto, se atinge a possibilidade do desenvolvimento de próteses de membros inferiores de menor custo e o incremento de dados para as pesquisas, como:

- avaliação do sistema por vácuo com o uso do sistema sugerido de fixação ao coto;
- aplicação de testes do sistema de regulagem do joelho com tipos diferentes de pacientes jovens, adultos e idosos;
- avaliação de sistemas por efeitos mola no joelho protético, para auxílio da marcha em pacientes com mobilidade reduzida;
- realização de testes da quilha elástica do sistema pé-tornozelo em material polimérico para redução de custo;
- avaliação da medida máxima necessária para a regulagem do pé, a fim de elaborar apenas um modelo de pé para todos os usuários;
- confecção de protótipos de próteses de membros inferiores com o uso dos requisitos para avaliação em pacientes amputados.
- elaboração de tabela antropométrica para membros residuais (coto), com o objetivo de obter dados principalmente do diâmetro da perna para a preparação de padrões de numerações;

- elaboração de pesquisa para medir a satisfação de usuários com o uso de próteses de membro inferior.

## REFERÊNCIAS

ALVES, L.C.; AMOY, R.A. e PINTO R.L. *A questão da acessibilidade das Pessoas Portadoras de Deficiência e a atuação do Ministério Público Estadual na Cidade de Campos dos Goytacazes/RJ*. Revista da Faculdade de Direito de Campos. Ano VIII, NG 10 – Junho de 2007

AMADIO, A.C.; COSTA, P.H.; SACCO, I.C.N.; SERRÃO, J.C.; ARAÚJO, R.C.; MOCHIZUKI, L e DUARTE, M. *Introdução à Biomecânica para Análise do Movimento Humano*. Laboratório de Biomecânica, Escola de Educação Física da Universidade de São Paulo, 2007.

BACIL, M.K e WATZLAWICK, L.F. *Análise da acessibilidade de pessoas com mobilidade reduzida no parque aquático, Irati-PR*. Revista Eletrônica Lato Sensu – Ano 2, nº1, julho de 2007. ISSN 1980-6116 <http://www.unicentro.br> – Engenharia

BACK, N.; OGLIARI, A.; DIAS A.; SILVA J.C. *Projeto Integrado de Produto: Planejamento, Concepção e Modelagem*. Barueri: Manole, 2008

BALTHAZAR J. M.; HERMINI H. A. *Sistemas Biocibernéticos para a Reabilitação Humana: Um Estado da Arte*. Anais do 3º Congresso Temático de Dinâmica e Controlada SBMAC - DINCON 2004 , pp 2-49.

BARAÚNA, M.A ; DUARTE, F; SANCHEZ, H.M; CANTO, R.S.T; MALUSÁ, S; CAMPELO,S e VENTURA, R.A. *Avaliação do equilíbrio estático em indivíduos amputados de membros inferiores através da biofotogrametria computadorizada*. Rev. bras. fisioter. Vol. 10, No. 1 (2006), 83-90

BAXTER, Mike. *Projeto de Produto – Guia Prático para o Desenvolvimento de novos Produtos*. São Paulo: Edgar Blücher, 2002.

BERNARDES, L.C.G.; MAIOR, I.M.ML.; SPEZIA, C.H. e ARAUJO, T.C.C.F. *Pessoas com deficiência e políticas de saúde no Brasil: reflexões bioéticas*. Brasília. 2008

BLOHMKE, Fritz. *Próteses para o Membro Inferior. Compêndio OTTO BOCK 2ªEd. SCHIELE & SCHÖN*. Berlin, 1993.

BELANGERO, W.T.; LIVANI, B.; ANGELINI, A.J.; DAVITT, M. *Amputação dos membros inferiores na criança. Relato e experiência em 21 casos*. ACTA ORTOP BRAS 9(3) - JUL/SET, 2001

BOCCOLINI, F. *Reabilitação – Amputados, Amputações, Próteses*. São Paulo: Robe Editorial, 1990.

BOFF, E.T.; FERREIRA, L.S. *Revo Foot – Prótese ortopédica de baixo custo para amputação de membros inferiores*. Novo Hamburgo, 2012.

BONSIEPE, Gui e YAMADA, Tamiko. *Desenho Industrial para Pessoas Deficientes*. CNPq: Brasília, 1982

BONSIEPE, G. *Design, Cultura e Sociedade*. São Paulo: Blücher, 2011.

BRANDÃO, M.L.; LOBO, R.C.; FANTINATI, A.M.M.e CALIXTO, C.N.A. *Fisioterapia no pós-operatório de amputação de membro inferior por Doença Arterial Obstrutiva Crônica*. Hospital das Clínicas da Universidade Federal de Goiás - Dpto. de Cirurgia, 2005.

BROWN, T. *Design Thinking*. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010

BÜRDEK, Bernhard E. *História, Teoria e Prática do Design de Produtos*. Tradução: Freddy Van CAMP. São Paulo: Edgar Blücher, 2006.

CACHOEIRA, C.M. e FERÃO, M.I.P. *Análise dos recursos fisioterapêuticos utilizados nos Pacientes amputados de membros inferiores na clínica escola de fisioterapia da Unisul*. Curso de Fisioterapia da Universidade do Sul de Santa Catarina (Unisul), Tubarão / Santa Catarina.

CARVALHO J. A. *Amputações de membros inferiores: em busca da plena reabilitação*. 1ª ed. São Paulo: Manole, 1999.

CHENG, L.C.; DE MELO FILHO, L.D.R. *QFD: Desdobramento da Função Qualidade na Gestão de Desenvolvimento de Produtos*. 2º Ed. São Paulo: Blücher, 2010.

CORIO, F.; TROIANO, R.; MAGEL, J.R. *The Effects of Spinal Stabilization Exercises on the Spatial and Temporal Parameters of Gait in Individuals With Lower Limb Loss*. JPO Journal of Prosthetics and Orthotics. Volume 22 - Number 4 – 2010

DE BES, F.T., KOTLER, P. *A Bíblia da Inovação*. 6ª. São Paulo: Lua de Papel, 2011.

DELAMARCHE, P.; DUFOUR, M.; MULTON, F. *Anatomia, Fisiologia e Biomecânica*. Rio de Janeiro. Editora Guanabara Koogan, 2006.

DE MADUREIRA, O. M: *Metodologia do Projeto: Planejamento, Execução e Gerenciamento*. São Paulo. Editora Blücher, 2010

DE SOUSA, A.M.S.P. *Análise da marcha baseada numa correlação multifactorial*. Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica apresentada à Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto. Porto, 2008.

DRUCKER, P.F. *Inovação e Espírito Inovador: Prática e Princípios*. São Paulo: Cengage Learning, 2011.

ELIAS, M.P.; MONTEIRO, L.M.C e CHAVES C.R. *Acessibilidade a benefícios legais disponíveis no Rio de Janeiro para portadores de deficiência física*. Laboratório de Disfunção Miccional do Instituto Fernandes Figueira/Fundação Oswaldo Cruz. 2007

FERRADA, R.B.H. e SANTAROSA, L.M.C. *Tecnologia Assistiva como apoio à inclusão digital de Pessoas com Deficiência Física*. Programa de Pós Graduação em Educação-PPGEDU- e de Informática na Educação-PGIE- da Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Porto Alegre. Brasil. 2007.

FUAD-LUKE, A.: *Manual de diseño ecológico*. Barcelona. Thames & Hudson, 2002

GALLO, C. *Inovação: A arte de Steve Jobs*. São Paulo: Lua de Papel, 2010.

GERSCHUTZ, M.J.; HAYNES, M.L.; COLVIN, J.M.; NIXON, D.; DENUNE, J.A.; SCHOBBER, G. A. *Vacuum Suspension Measurement Tool for Use in Prosthetic Research and Clinical Outcomes: Validation and Analysis of Vacuum Pressure in a Prosthetic Socket*. JPO Journal of Prosthetics and Orthotics. Volume 22 - Number 3 – 2010

GOFF, B.J.; BERGERON, A.; GANZ, O.; GAMBEL, J.M. *Rehabilitation of a US Army Soldier With Traumatic Triple Major Limb Amputations: A Case Report*. JPO Journal of Prosthetics and Orthotics. Volume 20 - Number 4 – 2008

GOMES filho, João. *Design do Objeto: Bases Conceituais*. São Paulo: Escrituras Editora, 2006.

GOMES filho, João. *Gestalt do Objeto: Sistema de leitura visual da forma*. São Paulo: Escrituras Editora, 2004.

GORLE, P; LONG, J.: *Fundamentos de Planejamento do Produto*. São Paulo. McGraw-Hill, 1976

GRABOWSKI, A.M.; RIFKIN, J.; KRAM, R. *K3 Promoter™ Prosthetic Foot Reduces the Metabolic Cost of Walking for Unilateral Transtibial Amputees*. JPO Journal of Prosthetics and Orthotics. Volume 22 - Number 2 – 2010

GUARINO, P.; CHAMLIAN, T.R. e MASIERO, D. *Retorno ao trabalho em amputados dos membros inferiores*. Acta Fisiatr 2007; 14(2): 100 – 103

HAFNER, B.J.; SANDERS, J.E.; CZERNIECKI, J.M.; FERGASON, J. *transtibial-energy storage and return prosthetic devices: A review of energy concepts and nomenclature proposed*. Journal of Rehabilitation Research e Development. Vol. 39 nº 1, January/February, 2012. p.1-11

HALL, M.J.; SHURR, D.G.; VANBEEK, M.J. ZIMMERMAN, M.B. *The Prevalence of Dermatological Problems for Transtibial Amputees Using a Roll-on Liner*. JPO Journal of Prosthetics and Orthotics. Volume 20 - Number 4 – 2008

HARGROVE, L.J.; SIMON, A.M.; YOUNG, A.J.; LIPSCHUTZ, R.D.; FINUCANE, S.B.; SMITH, D.G. e KUIKEN T.A. *Robotic Leg Control with EMG Decoding in an Amputee with Nerve Transfers*. The new England journal of medicine. Massachusetts Medical Society. 2013

HORNE, C.E.; NEIL, J.A. *Quality of Life in Patients With Prosthetic Legs: A Comparison Study*. JPO Journal of Prosthetics and Orthotics. Volume 21 - Number 3 – 2009

HRNACK, S.A.; ELMORE, S.P; BRINDLEY, G.W. *Literacy and Patient Information in the Amputee Population*. JPO Journal of Prosthetics and Orthotics. Volume 21 - Number 4 – 2009

IIDA, I. *Ergonomia: Projeto e Produção*. São Paulo. Editora Blücher, 2005

KIM, W.C.; MAUBORGNE, R. *A Estratégia do Oceano Azul: Como criar novos mercados e tornar a concorrência irrelevante*. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005.

KIRKWOOD, R.N.; ARAÚJO, P.A.; DIAS, C.S. *Biomecânica da marcha em idosos caidores e não caidores: uma revisão da literatura*. R. bras. Ci e Mov. 2006; 14(4): 103-110.

LEIMKUELLER, P.A.; *Terminology prosthetic foot design and evaluation*. Oandp, 2006.

LÖBACH, Bernd. *Design Industrial – Bases para a configuração dos produtos industriais*. Tradução: Freddy Van CAMP. São Paulo: Edgar Blücher, 2001.

LOUIE, S.W-S.; LAI, F. O-Y.; POON, C. M-Y.; LEUNG, S W-T.; WAN, I. S-Y.; WONG S. K-M. *Residual Limb Management for Persons With Transtibial Amputation: Comparison of Bandaging Technique and Residual Limb Sock*. JPO Journal of Prosthetics and Orthotics. Volume 22 - Number 3 – 2010

LUBART, T. *Psicologia da Criatividade*. Porto Alegre: Artmed, 2007.

LUCCIA, N.; SILVA, E.S. *Aspectos técnicos das amputações dos membros inferiores*. In: Pitta GBB. et al. *Angiologia e cirurgia vascular: guia ilustrado*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2003. p. 158-160.

MARTIN, J.; POLLOCK, A.; HETTINGER, J. *Microprocessor Lower Limb Prosthetics: Review of Current State of the Art*. JPO Journal of Prosthetics and Orthotics. Volume 22 - Number 3 – 2010

MAXIMIANO, A.C.A. *Administração de Projetos: Como Transformar Ideias em Resultados*. 4º Ed. São Paulo:Atlas, 2010.

MORAES, A.; MONT´ALVÃO, C.: *Ergonomia: Conceitos E Aplicações*. Rio de Janeiro. 2AB, 2010

MOREIRA, H.F.; MICHELS, L.R. e COLOSSI, N. *Inclusão Educacional para Pessoas Portadoras de Deficiência: Um Compromisso com o Ensino Superior*. Revista Escritos Sobre Educação. Ibité, V.5, N.1, P.19-25, Jan.-jun. 2006

MUNARI, B. *Das Coisas nascem às coisas*. 4ª. São Paulo: Martins Fontes, 2008.

NOGUEIRA, ALINE T. *Análise da marcha de amputados transtibiais em três diferentes níveis de inclinação de rampa*. Dissertação apresentada às provas de Mestrado em Ciências do Desporto na Área de Especialização em Actividade Física Adaptada. Porto: Faculdade de Ciências do Desporto e de Educação Física da Universidade do Porto. Porto, 2005.

NOGUEIRA, C.M.P. *O Fisioterapeuta e a acessibilidade das pessoas com deficiência física*. Dissertação de Mestrado Universidade Presbiteriana Mackenzie. São Paulo, 2007.

NORMAN, Donald A. *O Design do dia-a-dia*. Tradução: Ana Deiró. Rio de Janeiro: Rocco, 2006.

NORMAN, Donald A. *Design Emocional – Porque adoramos (ou detestamos) os objetos do dia-a-dia*. Tradução: Ana Deiró. Rio de Janeiro: Rocco, 2008.

OLIVEIRA, G.B. *Análise biomecânica da marcha de indivíduos com neuropatia diabética periférica, em plano horizontal e plano inclinado*. Porto: G. Oliveira. Dissertação de Mestrado apresentada à Faculdade de Desporto da Universidade do Porto. Porto, 2008.

OSTROWER, F. *Criatividade e Processos de Criação*. 25º Ed. Petrópolis, Vozes, 2010.

OTTOBOCK. *Medicare Documentation Requirements for Lower Limb Prosthetics*. 2012

PAIVA, L.L. *Corpos Amputados e sua Próteses: A intervenção técnica (re)inventando formas de ser e de habitar o corpo na contemporaneidade* . 2002. Dissertação apresentada como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em Ciências do movimento Humano - Programa de Pós-Graduação do Movimento Humano - ESEF, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2002.

PAHL, G., BEITZ, W., FELDHUSEN, J., GROTE, K.H. *Projeto na Engenharia* . 6ª. São Paulo: Edgar Blücher, 2005.

PASSERINO, L.M. e MONTARDO, S.P. *Inclusão Social Via Acessibilidade Digital: Proposta de Inclusão Digital para Pessoas com Necessidades Especiais*. Trabalho Apresentado ao Grupo de Trabalho “Tecnologias de Informação e de Comunicação”, Do XI Colóquio Internacional Sobre A Escola Latino Americana de Comunicação, na Universidade Católica de Pelotas, em Pelotas, RS, De 7 A 9 De Maio De 2007.

PASTRE, C.M.; SALIONI, J.F.; OLIVEIRA, B.A.F.; MICHELETTO, M. e JÚNIOR, J.N. *Fisioterapia e amputação transtibial*. Arq Ciênc Saúde 2005 abr-jun;12(2):120-24

PETERSEN, A.O.; COMINS, J.; ALKJAER, T. *Assessment of Gait Symmetry in Transfemoral Amputees Using C-Leg Compared With 3R60 Prosthetic Knees*. JPO Journal of Prosthetics and Orthotics. Volume 22 - Number 2 – 2010

PETROSKY, H.: *Inovação: Da Idéia ao Produto*. São Paulo. Editora Blücher, 2008.

PHILLIPS, P.L. *Briefing: A gestão do Projeto de Design*. São Paulo: Blücher, 2008.

PRICE, E.M.; FISHER, K. *Further Study of the Emotional Needs of Amputees*. JPO Journal of Prosthetics and Orthotics - Volume 19 - Number 4 – 2007

RAYEGANI, S.M.; ARYANMEHR, A.; SORROSH, M.R.; BAGHBANI, M. *Phantom Pain, Phantom Sensation, and Spine Pain in Bilateral Lower Limb Amputees: Results of a National Survey of Iraq-Iran War Victims' Health Status*. JPO Journal of Prosthetics and Orthotics. Volume 22 - Number 3 – 2010

RAMALHO, R.C. e SOUZA, J.B.R. *Dificuldades da Inclusão do Deficiente Físico no mercado de Trabalho*. Revista Científica Eletônica de Ciências Contábeis – ISSN: 1679-3870 Ano Iv – Número 08 – Outubro de 2006 – Periódicos Semestral

RIBEIRO, R.P.D. e LIMA, M.E.A. *O Trabalho do Deficiente como Fator de Desenvolvimento*. Cadernos de Psicologia Social do Trabalho, 2010, Vol. 13, N. 2, Pp. 195-207

SAAD, M.; BATTISTELLA, L.R. e MASIERO, D. *Técnicas de Análise de Marcha*. Acta Fisiátrica 3(2): 23-26, 1996

SÁ, S.M.P. e RABINOVICH, E.P. *Compreendendo a família da criança com deficiência física*. Rev. Bras. Crescimento Desenvolv Hum. 2006;16(1):68-84.

SAWERS, A.B.; HAHN, M.E. *The Potential for Error With Use of Inverse Dynamic Calculations in Gait Analysis of Individuals With Lower Limb Loss: A Review of Model Selection and Assumptions*. JPO Journal of Prosthetics and Orthotics. Volume 22 - Number 1 – 2010

SEAMAN, J.P. *Survey of Individuals Wearing Lower Limb Prostheses*. JPO Journal of Prosthetics and Orthotics. Volume 22 - Number 4 – 2010

SHERK, K.A. *Technical Note: The Development and Use of a Floating T-Strap on a Double Upright Metal AFO to Correct Coronal-Plane Pathologies and Reduce Skin Shear*. JPO Journal of Prosthetics and Orthotics. Volume 20 - Number 1 – 2008

SILVER-THORN, M.B.; GLAISTER, C.L. *Functional Stability of Transfemoral Amputee Gait Using the 3R80 and Total Knee 2000 Prosthetic Knee Units*. JPO Journal of Prosthetics and Orthotics. Volume 21 - Number 1 – 2009

STANCIC,I.; SUPUK, T.; ROGULJ, N. *Stability in human postural control*. Proceedings of the 7th WSEAS International Conference on Automation & Information, Cavtat, Croatia, June 13-15, 2006 (pp29-31)

STEVENS, P.M.; CARSON, R. *Case Report: Using the Activities-Specific Balance Confidence Scale to Quantify the Impact of Prosthetic Knee Choice on Balance Confidence*. JPO Journal of Prosthetics and Orthotics. Volume 19 - Number 4 – 2007

TAVARES, J.M.R.S e SOUSA, A. *A marcha humana: uma abordagem biomecânica*. 2010 1st ICH Gaia-Porto /ESTSP-IPP, PT

TEIXEIRA, A.M. e GUIMARÃES, L. *Vida Revirada: Deficiência adquirida na fase adulta produtiva*. Revista Mal-estar E Subjetividade / Fortaleza / V. Vi / N. 1 / P. 182 - 200 / Mar. 2006

TEIXEIRA, F.A.L.R. *Inclusão do deficiente físico no mercado de trabalho*. Direito Centro Universitário Salesiano de São Paulo - U. E. de Lorena. 2006.

## SITES

ALUNOS ONLINE. *O Dedo do Cairo*. 2013

<http://www.alunosonline.com.br/historia/o-dedo-do-cairo.html> (acesso em 21 de Junho de 2014)

- BEN JAMES. *Hanger Kicks Prosthetic Knee Antitrust Suit*. 2011  
<http://www.law360.com/articles/275237/hanger-kicks-prosthetic-knee-antitrust-suit>  
 (acesso em 18 de Junho de 2014)
- BRASIL, Ministério da Saúde. *Diretrizes de Atenção à pessoa amputada*. 2013  
[http://bvsmis.saude.gov.br/bvs/publicacoes/diretrizes\\_atencao\\_pessoa\\_amputada.pdf](http://bvsmis.saude.gov.br/bvs/publicacoes/diretrizes_atencao_pessoa_amputada.pdf)  
 (acesso em 15 de Junho de 2014)
- PORTAL BRASIL, Secretária de Direitos Humanos. *Viver sem limites – Plano Nacional dos Direitos da Pessoa com Deficiência*. 2013  
[http://www.pessoacomdeficiencia.gov.br/app/sites/default/files/arquivos/%5Bfield\\_generico\\_imagens-filefield-description%5D\\_0.pdf](http://www.pessoacomdeficiencia.gov.br/app/sites/default/files/arquivos/%5Bfield_generico_imagens-filefield-description%5D_0.pdf) (acesso em 17 de Junho de 2014)
- CARLOS ANGRA DOS REIS. *Amputação Total do Membro Inferior*. 2010  
<http://carlosangradosreis.blogspot.com.br/2012/03/amputacao-total-do-membro-inferior.html> (acesso em 15 de Novembro de 2012)
- CATÁLOGO OSSUR . *Prótese de Perna*. 2012  
<http://www.ossur.com.br/lisalib/getfile.aspx?itemid=16332> (acesso em 16 de Dezembro de 2012)
- CATÁLOGO OTTO BOCK . *Articulações Modulares de Joelho*. 2013  
[http://www.ottobock.com.br/cps/rde/xchg/ob\\_br\\_pt/hs.xml/605.html](http://www.ottobock.com.br/cps/rde/xchg/ob_br_pt/hs.xml/605.html) (acesso em 15 de Dezembro de 2012)
- ELEVATED VACUUM. *The use of Elevated Vacuum in a prosthetic socket provides outstanding security and reliability*. 2012  
<http://www.willowwoodco.com/products-and-services/elevated-vacuum/elevated-vacuum> (acesso em 23 de Novembro de 2012)
- ENFERMAGEM ARTE. *Amputações abaixo do joelho*. 2010  
<http://enfermagemarte.blogspot.com/2010/01/amputacoes-abaixo-do-joelho.html/>  
 (acesso em 23 de Novembro de 2012)
- ETHNOS. *Membros Inferiores*. 2012  
<http://ethnos.com.br/proteses/membros-inferiores/?section=clinica> (acesso em 23 de Abril de 2013)
- GOVERNO FEDERAL. *Viver sem limite*. 2013  
<http://www.brasil.gov.br/viversem limite> (acesso em 15 de Setembro de 2013)
- HASZYSZ. *Prótese Transtibial*. 2010  
<http://www.haszys.net/tag/transtibial> (acesso em 11 de Março de 2013)
- IBGE. *Senso Demográfico*. 2010  
[http://biblioteca.ibge.gov.br/visualizacao/periodicos/93/cd\\_2010\\_caracteristicas\\_populacao\\_domicilios.pdf](http://biblioteca.ibge.gov.br/visualizacao/periodicos/93/cd_2010_caracteristicas_populacao_domicilios.pdf) (acesso em 25 de Setembro de 2013)

JORNAL IPANEMA. *Dependente química ganha prótese após perder perna em acidente*. 2012

<http://jornalipanema.com.br/noticias/regiao/25638-dependente-quimica-ganha-protese-apos-perder-perna-em-acidente> (acesso em 18 de Novembro de 2012)

JORNAL VICENTINO. *Entrega de Próteses e Órteses é intensificada*. 2012

<http://www.jornalvicentino.com.br/home/2006/08/24/entrega-de-proteses-e-orteses-e-intensificada/> (acesso em 05 de Maio de 2013)

LAZARO LAMBERTH. *Como escolher a prótese ideal para seu tipo de amputação*. 2012

<http://www.ortopediaalvalan.pt/4/category/proteses994493dcf7/1.html> (acesso em 11 de Março de 2013)

MEDI. *Articulação do joelho hidráulico e policêntrico*. 2010

<http://www.medi.pt/produtos/proteses-membros-inferiores/articulacoes-de-joelho-medi/medi-om8.html> (acesso em 21 de Março de 2013)

MEDI. *Articulação do joelho mecânico e policêntrico*. 2010

<http://www.medi.pt/produtos/proteses-membros-inferiores/articulacoes-de-joelho-medi/medi-om8.html> (acesso em 21 de Março de 2013)

MEDI. *Articulação do joelho pneumático e policêntrico*. 2010

<http://www.medi.pt/produtos/proteses-membros-inferiores/articulacoes-de-joelho-medi/medi-om8.html> (acesso em 21 de Março de 2013)

NATURAL STEP. *Esporão Calcâneo*. 2009

<http://www.naturalstep.com.br/blog/?p=188> (acesso em 17 de Julho de 2012)

NYDAILY NEWS. *Blade Gunner*. 2012

<http://www.nydailynews.com/sports/report-pistorius-revive-girlfriend-shooting-article-1.1266151> (acesso em 12 de Março de 2013)

OBJECT. *16 Genuine Cyborg Technologies: Otto Bock C-Leg Intelligent Prosthetic Leg*. 2012

<http://www.oobject.com/16-genuine-cyborg-technologies/otto-bock-c-leg-intelligent-prosthetic-leg/5267/> (acesso em 13 de Março de 2013)

ORTOCOM ORTOPEDIA. *Vassar*. 2012

[http://www.ortocom.com.br/index.php?tipo\\_produto=%3Cfont%20size=3%3ETranstibial%20Expuls%E3o%20-%20Sistema%20Vassar%3C/font%3E](http://www.ortocom.com.br/index.php?tipo_produto=%3Cfont%20size=3%3ETranstibial%20Expuls%E3o%20-%20Sistema%20Vassar%3C/font%3E) (acesso em 13 de Abril de 2013)

ORTOPEDIA ALVALAN. *A estrutura geral destes pés é semelhante ao pé humano*. 2012

<http://www.ortopediaalvalan.pt/4/category/ortoprotesia/1.html> (acesso em 11 de Julho de 2013)

ORTOPEDIA ALVALAN. *Breve Alusão a Prótese Transfemorais*. 2012  
<http://www.ortopediaalvalan.pt/4/category/proteses994493dcf7/1.html> (acesso em 11 de Julho de 2013)

ORTOPEDIA ALVES. *Produtos*. 2013  
<http://www.ortopediaacirurgicaalves.com.br/index.php> (acesso em 10 de Setembro de 2013)

ORTOPEDIA FUBELLE. *Revestimento de silicone para coto*. 2012  
<http://www.clicacampinas.com.br/fubellepremium/revestimento-silicone-coto-importado-derma-seal-healthcare-otto-bock-cl-86> (acesso em 09 de Outubro de 2012)

ORTOPEDIA RAMOS . *Joelhos*. 2013  
<http://www.ortopedicamos.com.br/produtos.php?id=7&sid=41> (acesso em 15 de Abril de 2013)

ORTOVAN. *Tipos de pés protéticos*. 2012  
[http://www.ortovan.com.br/index.php?option=com\\_content&view=article&id=47Itemid=66](http://www.ortovan.com.br/index.php?option=com_content&view=article&id=47Itemid=66) (acesso em 14 de Março de 2013)

OSSUR. *Symbionic Leg*. 2012  
<http://www.medi.pt/produtos/proteses-membros-inferiores/articulacoes-de-jelho-medi/medi-om8.html> (acesso em 28 de Março de 2013)

OTTO BOCK. *IC2 C-Sprint*. 2012  
[http://www.ottobock.com.br/cps/rde/xchg/ob\\_br\\_pt/hs.xsl/8056.html](http://www.ottobock.com.br/cps/rde/xchg/ob_br_pt/hs.xsl/8056.html) (acesso em 11 de Março de 2013)

PASSO FIRME . *Encaixe Provisório*. 2011  
<http://www.ortopediaalvalan.pt/4/category/ortoprotesia/1.html> (acesso em 10 de Abril de 2013)

PROKINETICS. *Articulação do joelho para próteses modulares*. 2013  
<http://www.medi.pt/produtos/proteses-membros-inferiores/articulacoes-de-jelho-medi/medi-om8.html> (acesso em 24 de Março de 2013)

REDETEC. *Mãe de São Carlos*. 2011  
<http://www.redetec.org.br/inventabrasil/maoscar.htm> (acesso em 10 de Novembro de 2013)

REVISTA BRASILEIRA DE CIRURGIA. *Utilização do músculo sóleo para perdas musculocutâneas de terço médio da perna*. 2011  
[http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1983-51752011000200006](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1983-51752011000200006) (acesso em 12 de Novembro de 2012)

SAÚDE WEB. *Treino de Marcha e Biomecânica*. 2012  
<http://saudeweb.com.br/voce-informa/carci-promove-1-treino-pratico-de-marcha-e-biomecnica/> (acesso em 06 de Março de 2013)

SHREEJI - ORTHOPAEDIS. *Below Knee Prostheses*. 2014

<http://www.shreejiortho.com/prosthesis/lower-limb-prostheses/below-knee-prostheses/>  
(acesso em 20 de Junho de 2014)

SOE. *Biology for Biological Engineering*. 2010

[www.soe.uoguelph.ca/wefiles/mleuniss/Biomechanics/biomechanics\\_page\\_2.htm](http://www.soe.uoguelph.ca/wefiles/mleuniss/Biomechanics/biomechanics_page_2.htm)  
(acesso em 03 de Março de 2013)

USF Motion Analysis Lab. *Prosthetic feet*. 2007

[http://oandp.health.usf.edu/Pros/pros\\_feet/prosthetic\\_feet.pdf](http://oandp.health.usf.edu/Pros/pros_feet/prosthetic_feet.pdf) (acesso em 07 de Maio de 2012)

## ANEXOS

### Anexo A: Prótese Joelho Microprocessado C-Leg Otto Bock



FONTE: <http://biomed.brown.edu/Courses/BII08/2006-108websites/group07HighTechProsthetics/pages/cleg.htm>

## Anexo B: Prótese Pé Microprocessado Ossur

### Como funciona a perna artificial

- 1** Dois sensores localizados na base da prótese captam as informações necessárias para a locomoção – o peso do paciente, o ponto de apoio do corpo no chão e o ângulo do terreno

---

- 2** Um software capaz de analisar 1 600 informações por segundo interpreta as mensagens enviadas pelos sensores. Em seguida, esses dados são remetidos para o motor da prótese

---

- 3** Um minimotor executa os comandos determinados pelo software. Com isso, o paciente pode caminhar, correr, subir e descer escadas de forma muito semelhante à natural

---

- 4** Do tamanho de uma caixa de fósforos e com 200 gramas de peso, a bateria da prótese funciona por 36 horas ininterruptas. Ela é recarregada em trinta minutos, na tomada



FONTE: [http://veja.abril.com.br/191207/p\\_092.shtml](http://veja.abril.com.br/191207/p_092.shtml).