GUSTAVO LONGHI DE CARVALHO

**PROPOSTA DE UM MÉTODO DE PROJETO DE PRÓTESES DE MEMBROS
SUPERIORES COM A UTILIZAÇÃO DA ENGENHARIA E ANÁLISE DO
VALOR**

Dissertação apresentada à Escola Politécnica
da Universidade de São Paulo para obtenção
do Título de Mestre em Engenharia.

São Paulo
2004

GUSTAVO LONGHI DE CARVALHO

**PROPOSTA DE UM MÉTODO DE PROJETO DE PRÓTESES DE MEMBROS
SUPERIORES COM A UTILIZAÇÃO DA ENGENHARIA E ANÁLISE DO
VALOR**

Dissertação apresentada à Escola Politécnica
da Universidade de São Paulo para obtenção
do Título de Mestre em Engenharia.

Área de Concentração:
Engenharia Mecânica

Orientador:
Prof. Dr. Marcelo Massarani

São Paulo
2004

Este exemplar foi revisado e alterado em relação à versão original, sob responsabilidade única do autor e com a anuência de seu orientador.

São Paulo, 17 de março de 2004.

Assinatura do autor _____

Assinatura do orientador _____

FICHA CATALOGRÁFICA

Carvalho, Gustavo Longhi de
Proposta de um método de projeto de próteses de membros superiores com a utilização da engenharia e análise do valor / Gustavo Longhi de Carvalho. -- ed.rev. -- São Paulo, 2004.
130 p. + apêndices

Dissertação (Mestrado) - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecânica.

1. Próteses ortopédicas 2. Análise do valor I. Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia Mecânica II. t.

À Fabiana, a meus pais e familiares, a todos que me apoiaram durante o trabalho e a todos aqueles que utilizarem este trabalho para bons fins.

“Agimos como se o conforto e o luxo fossem as necessidades primordiais da vida, quando só precisamos, para sermos realmente felizes, de algo que nos empolgue.”

Charles Kingsley

“É das hipóteses simples que mais devemos desconfiar; porque são aquelas que têm mais possibilidades de passar despercebidas.”

Henri Poincaré

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Marcelo Massarani, meu orientador, pela compreensão, auxílio e disponibilidade permanente durante estes anos. Suas diretrizes e revisões foram imprescindíveis para a execução deste trabalho.

Aos meus pais, irmãos e demais familiares, pela ajuda, incentivo e compreensão permanente.

Ao Prof. Dr. Marcelo Augusto Leal Alves, pelas importantes observações fornecidas durante o Exame de Qualificação, em especial pela sugestão referente ao Sistema que utiliza o Efeito Peltier e pela conclusão sobre a “mão mínima”.

Ao Prof. Dr. Bernardo Luis Rodrigues de Andrade, também pela conclusão sobre a “mão mínima” e pelas importantes observações e sugestões fornecidas no Exame de Qualificação e na Defesa, observações estas que foram muito úteis para a melhoria do trabalho.

Ao Dr. Fransérgio Leite da Cunha, pelo grande auxílio prestado durante o trabalho, pela troca de informações e fornecimento de importantes Referências Bibliográficas. As suas importantes observações feitas na Defesa foram muito úteis para a melhoria do trabalho – muito obrigado por elas. Além disto, é fundamental que se ressalte que a sua Dissertação de Mestrado e Tese de Doutorado foram Referências fundamentais em fases críticas do trabalho.

Ao pessoal da AACD, pelo auxílio sempre que solicitado.

Aos voluntários que se dispuseram a ser entrevistados e aos que participaram do *brainstorming* – sua colaboração foi imprescindível para a execução deste trabalho.

Aos Srs. Diego José Inforzato e Luciano Rizzatti, da SIFCO S.A., empresa em que trabalho atualmente, pelo apoio e auxílio com obtenção de Referências.

Ao Sr. Sérgio Eustáchio, Gerente de Engenharia do Produto da SIFCO, pelo apoio e compreensão durante todo o trabalho.

A todos os não citados que, direta ou indiretamente, contribuíram para a conclusão deste trabalho.

Resta um agradecimento todo especial para a Fabiana, pelo apoio e extrema compreensão durante todos estes anos, no dia-a-dia, bem como pela revisão de todo o texto. Muito obrigado mesmo.

E a Deus, por tudo.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

RESUMO

ABSTRACT

1. INTRODUÇÃO	01
1.1 Motivação do Trabalho	01
1.1.1 Necessidade dos Indivíduos Amputados	01
1.1.2 Requisitos e Problemas das Próteses Atuais	02
1.1.3 Comparação entre Aspectos de Próteses de Membros Inferiores e de Membros Superiores	03
1.1.3.1 Aceitação	03
1.1.3.2 Estágio de Desenvolvimento	06
1.1.4 Dados sobre Amputação e Usuários de Próteses.	07
1.2 Análise do Valor	10
1.3 Objetivo do Trabalho	11
1.4 Descrição do Trabalho Realizado	11
 2. PRÓTESES DE MEMBROS SUPERIORES	12
2.1 Estrutura Óssea dos Membros Superiores	12
2.2 Níveis de Amputação dos Membros Superiores	14
2.3 Histórico das Próteses de Membros Superiores	15
2.4 Classificação das Próteses de Membros Superiores	20
2.5 Próteses Estudadas no Trabalho Realizado	25
2.5.1 Prótese Mioelétrica de Antebraço com Prono-Supinação Ativa	26
2.5.2 Prótese Ativa para Desarticulação de Cotovelo	32
2.5.3 Prótese Híbrida para Amputação de Braço	34
2.6 Outros Tipos de Próteses ou Componentes	34

3. ANÁLISE DO VALOR	38
3.1 Definição e Difusão	38
3.2 Conceito de Função	39
3.3 Classificação das Funções	40
3.4 Metodologia Aplicada	41
 4. METODOLOGIA PROPOSTA PARA PROJETO DE PRODUTOS QUE UTILIZA ANÁLISE DO VALOR	 44
4.1 Seleção do Produto	46
4.2 Divisão do Produto em Componentes	46
4.3 Classificação das Funções	46
4.4 Compactação das Funções	46
4.5 Separação e Especificação das Funções Relevantes e Indesejáveis	47
4.6 Consulta a Usuários Potenciais do Produto	47
4.7 Obtenção de Possíveis Soluções para o Problema	48
4.8 Análise das Soluções Obtidas e Proposta de Soluções Efetivas para o Problema	50
4.9 Consulta a Usuários para Análise das Soluções Propostas.	51
4.10 Obtenção das Melhores Soluções e Especificação das Mesmas	51
 5. APLICAÇÃO DA METODOLOGIA PROPOSTA A PRÓTESES DE MEMBROS SUPERIORES	 52
5.1 Seleção do Produto a ser Estudado	52
5.2 Subdivisão dos Produtos em Componentes e Obtenção das Funções que estes Executam	53
5.3 Classificação das Funções obtidas na Fase Anterior	58
5.4 Agrupamento das Funções	63
5.5 Separação das Funções Relevantes e Indesejáveis.....	66
5.6 Análise das Entrevistas Realizadas com Usuários de Próteses de Membros Superiores e Obtenção da Especificação das Funções	67

5.6.1 Conclusões sobre as Entrevistas	67
5.6.2 Tabelas com as Especificações das Funções Relevantes e Indesejáveis a serem Desempenhadas pelo Produto	69
5.7 Descrição do <i>Brainstorming</i> Realizado	72
5.8 Análise das Soluções Obtidas e Proposta de Soluções para o Problema	76
5.8.1 Exposição das Sugestões Obtidas	78
5.8.2 Análise e Seleção das Soluções Propostas	82
5.8.2.1 Aplicação da Técnica FIRE	89
5.8.3 Propostas de Soluções Completas para o Produto	98
5.8.3.1 Propostas de Terminais de Próteses de Membro Superior	106
5.8.3.2 Propostas de Partes Estruturais de Próteses de Membro Superior	107
5.8.4 Exemplo de Comparação das Soluções Propostas através de uma Matriz de Decisão	109
5.9 Resultados da Aplicação do Método Proposto	116
 6. CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	 117
 7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	 126

APÊNDICES

**APÊNDICE I – OUTROS TIPOS DE PRÓTESES OU COMPONENTES
(CONTINUAÇÃO)**

**APÊNDICE II – DECLARAÇÃO ASSINADA PELOS USUÁRIOS DE
PRÓTESE DE MEMBRO SUPERIOR ENTREVISTADOS**

**APÊNDICE III – DECLARAÇÃO ASSINADA PELOS USUÁRIOS DE
PRÓTESE DE MEMBRO SUPERIOR ENTREVISTADOS QUE
TIVERAM SUA PRÓTESE E SEU COTO FOTOGRAFADOS**

**APÊNDICE IV – DECLARAÇÃO ASSINADA PELOS VOLUNTÁRIOS
PRESENTES NO BRAINSTORMING REALIZADO RELATIVO AO
TRABALHO**

**APÊNDICE V – DESCRIÇÃO DAS ENTREVISTAS COM OS USUÁRIOS
DE PRÓTESES DE MEMBROS SUPERIORES**

**APÊNDICE VI – IDÉIAS GERADAS NO BRAINSTORMING
REALIZADO NO DIA 26 DE FEVEREIRO DE 2003**

GLOSSÁRIO

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1: Membro Superior – estrutura óssea e regiões das articulações..	13
Figura 2.2: Níveis de Amputação	14
Figura 2.3: Mão planejada por Ambroise Paré	16
Figura 2.4: Próteses de Braço dos séculos XV e XVI	17
Figura 2.5: Prótese de Antebraço com polegar rígido e com indicador e médio movidos por botões na palma	17
Figura 2.6: Classificação das próteses de membro superior	21
Figura 2.7: Prótese Ativa acionada por força própria com a mão incompleta	23
Figura 2.8: Prótese mioelétrica de antebraço com prono-supinação ativa	26
Figura 2.9: Prótese mioelétrica de antebraço colocada em seu coto correspondente	26
Figura 2.10: Luva cosmética	27
Figura 2.11: Mão mioelétrica montada na prótese	28
Figura 2.12: Mão interna	29
Figura 2.13: Acumulador da prótese e local de sua colocação na mesma, em seu encaixe externo	29
Figura 2.14: Punho da prótese de mão mioelétrica	30
Figura 2.15: Encaixe interno, ou soquete, da prótese, com a exposição de um de seus eletrodos	31
Figura 2.16: Mão de uma prótese ativa	32
Figura 2.17: Tirante triplo para próteses ativas	33
Figura 2.18: Cabos de próteses ativas	33
Figura 2.19: Uma das Gerações da Mão de Southampton	36
Figura 2.20: Esquema de Montagem da Mão de São Carlos	37
Figura 4.1: Fluxograma que ilustra a Metodologia de Projeto proposta no trabalho	45
Figura 5.1: Nova concepção de Encaixe de Próteses proposta, com um <i>cooler</i>	87
Figura 5.2: Nova concepção de Encaixe de Próteses proposta, que utiliza o Efeito Peltier	89

Figura 5.3: Esquema que resume as possibilidades de Configurações de	
Próteses expostas na tabela 5.31	105
Figura 5.4: Comparação da pele humana com a pele protética <i>LivingSkin</i> .	108

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.1: Dados sobre Casos de Amputação atendidos nos Centros de Reabilitação do SESI de São Paulo (SP) e Santo André (SP) entre 1947 e 1987	08
Tabela 1.2: Dados sobre Casos de Amputação na Inglaterra em 1986....	09
Tabela 2.1: Principais Vantagens e Desvantagens dos Tipos de Prótese mais Comuns.....	25
Tabela 5.1: Lista de componentes e respectivas funções de uma Prótese Mioelétrica de Antebraço com Prono-Supinação Ativa	54
Tabela 5.2: Lista de componentes e respectivas funções de uma Prótese Ativa para Desarticulação de Cotovelo	55
Tabela 5.3: Lista de componentes e respectivas funções de uma Prótese Híbrida para Amputação de Braço	57
Tabela 5.4: Classificação das Funções para a Prótese Mioelétrica de Antebraço com Prono-Supinação Ativa	59
Tabela 5.5: Classificação das Funções para a Prótese Ativa para Desarticulação de Cotovelo	60
Tabela 5.6: Classificação das Funções para a Prótese Híbrida para Amputação de Braço	62
Tabela 5.7: Classificação e Numeração das Funções para a Prótese Mioelétrica de Antebraço com Prono-Supinação Ativa	64
Tabela 5.8: Classificação e Numeração das Funções para a Prótese Ativa para Desarticulação de Cotovelo	65
Tabela 5.9: Classificação e Numeração das Funções para a Prótese Híbrida para Amputação de Braço	66
Tabela 5.10: Principais Aspectos das Entrevistas Realizadas.....	68
Tabela 5.11: Especificação Técnica das Funções Relevantes Desejadas de uma Prótese de Membro Superior	71
Tabela 5.12: Especificação Técnica das Funções Indesejáveis de uma Prótese de Membro Superior	72
Tabela 5.13: Funções Relevantes Desejadas e Sugestões que Potencialmente as Atendam	83

Tabela 5.14: Funções Indesejáveis de uma Prótese e Sugestões que potencialmente proporcionem uma performance satisfatória em cada uma delas	84
Tabela 5.15: Funções Relevantes Desejadas e Sugestões que Potencialmente as Atendam, dentre as que passaram por uma segunda seleção	85
Tabela 5.16: Funções Indesejáveis de uma Prótese e Melhores Sugestões dentre as que Potencialmente proporcionem uma performance satisfatória em cada uma delas	86
Tabela 5.17: Técnica FIRE para a função “substituir membro”	91
Tabela 5.18: Técnica FIRE para a função “fornecer conforto”	91
Tabela 5.19: Técnica FIRE para a função “receber estímulos (captar sinais de controle)”, ligada ao controle da prótese	92
Tabela 5.20: Técnica FIRE para a função “fixar prótese”(prover fixação)	92
Tabela 5.21: Técnica FIRE para a função “prover estética”	93
Tabela 5.22: Técnica FIRE para a função “gerar sinais táteis”	93
Tabela 5.23: Técnica FIRE para a função “prover atrito”	94
Tabela 5.24: Técnica FIRE para a função “travar terminal”	95
Tabela 5.25: Técnica FIRE para a função “bloquear punho”	95
Tabela 5.26: Técnica FIRE para a função “travar cotovelo”	95
Tabela 5.27: Técnica FIRE para a minimização da função “gerar peso”.	96
Tabela 5.28: Técnica FIRE para a minimização da função “gerar desconforto”	96
Tabela 5.29: Técnica FIRE para a minimização da função “gerar calor”	96
Tabela 5.30: Sistemas que obtiveram os dois melhores resultados no atendimento a cada uma das funções, com a aplicação da Técnica FIRE	98
Tabela 5.31: Configurações Completas de Próteses Propostas, de acordo com o atendimento às funções e requisitos descritos nas tabelas 5.11 e 5.12	100
Tabela 5.32: Matriz de Decisão com as Propostas Obtidas.....	111
Tabela 5.33: Matriz de Decisão com as Próteses Anteriormente Estudadas..	114

RESUMO

As próteses de membros superiores atualmente disponíveis no mercado não atendem a muitos dos requisitos dos seus usuários, em especial devido à funcionalidade insuficiente e a seu alto peso e custo. Este fato, aliado à importância do assunto, foi a motivação deste trabalho, que utiliza a Análise do Valor no projeto deste tipo de próteses. Para isto, propõe uma metodologia de projeto, que utiliza a mencionada Análise, e aplica a mesma às próteses de membros superiores com o objetivo de obter configurações das mesmas que contenham vantagens comparando-se com as disponíveis atualmente. A Análise do Valor trabalha com funções, e por isto, as próteses, neste trabalho, foram vistas através das funções que deveriam executar. Para a obtenção destas funções e das suas especificações, foram consultados usuários de próteses, de quem as opiniões foram consideradas as mais importantes. Após estas consultas, foi executado um *brainstorming* com voluntários para a obtenção de idéias de novos componentes e novos tipos de próteses. A partir do resultado das entrevistas com usuários e do *brainstorming*, e com base nas pesquisas realizadas, foram propostas novas configurações de próteses que procurassem atender ao máximo possível das especificações que tinham sido obtidas. Em suma, esta dissertação pretende fornecer mais subsídios para se entender o que é necessário para que as próteses de membros superiores tenham uma aceitação maior e auxiliem mais seus usuários. A metodologia proposta, por sua vez, mostrou que tem potencial para ser útil na obtenção de produtos cada vez melhores, visto que ela pode ser aplicada a produtos em geral, não somente às próteses.

ABSTRACT

The available upper limb prosthesis in the market at this moment don't correspond to many of the users' requirements, mainly because of the insufficient functionality and the high weight and cost. This fact, allied to the importance of the subject, was the motivation of this work, which uses the Value Analysis in this kind of prosthesis design. For this purpose, it proposes a design method, which uses the mentioned Analysis, and applies it to the upper limb prosthesis aiming to obtain this product configurations with advantages, comparing to the available prosthesis at this moment. The Value Analysis works with functions, and, because of that, the prosthesis, in this work, were seen through the functions they should execute. To obtain these functions and its specifications, prosthesis users were consulted – their opinions were considered the most important. After these consultations, it was executed a brainstorming with volunteers to obtain new prosthesis' kinds and components ideas. With the interviews and brainstorming results, and supported by the research made, they were proposed new prosthesis configurations, which had the goal to correspond to the maximum possible of the obtained specifications. In short, this dissertation intend to provide more subsidies to comprehend what is necessary to the upper limb prosthesis to have a bigger acceptance and help more its users. The proposed design method, at its side, showed that has potential to be useful in the more and more better products obtaining, because it can be applied to the products in general, not only to the prosthesis.

1. INTRODUÇÃO

1.1 Motivação do Trabalho

Prótese, pela definição do dicionário, é um “substituto artificial de parte do corpo, ou perdida acidentalmente (dente, braço), ou retirada de forma intencional” (Ferreira, 1989, p. 414).

Amputação é o corte de um membro do corpo, completo ou não (Ferreira, 1989).

Este trabalho propõe uma metodologia geral de projeto de produtos e expõe sua aplicação em próteses de membros superiores (braços) para amputados. O trabalho com próteses que foi desenvolvido precisa ser visto como parte de um assunto multidisciplinar, que agrega esforços de Engenharia, para a execução e análise do projeto de uma prótese, Medicina, para o devido cuidado com a amputação, Psicologia, para a análise da reação dos usuários com relação à amputação e da relação deles com as próteses, Terapia Ocupacional e Fisioterapia, para o correto trabalho com a reabilitação dos amputados. A motivação inicial deste trabalho foi estudar um produto que tivesse uma importante implicação social e unisse Engenharia e reabilitação de pessoas. Os demais aspectos da motivação deste trabalho estão descritos abaixo.

1.1.1 Necessidade dos Indivíduos Amputados

Para uma melhor qualidade de vida e uma maior independência em suas atividades diárias (muitas vezes as mais simples e comuns, como, por exemplo, comer e escovar os dentes), o que aumenta sua auto-estima, as pessoas que possuem algum tipo de deficiência física que envolva a falta de algum membro inferior (perna) ou superior, ou de parte dele, precisam de próteses mecânicas que possuam o máximo possível de tecnologia nelas embarcada.

A tecnologia, com seu desenvolvimento cada vez maior, deve possibilitar uma maior auto-suficiência aos usuários de próteses. Isto não é uma questão de conforto ou status, mas sim de qualidade de vida. O deficiente precisa ter equipamentos que o satisfaçam funcional e esteticamente para que ele tenha uma vida melhor e se inclua de uma forma adequada no meio social.

A necessidade de utilização de uma prótese de membro superior pode ser causada ou por uma amputação, que pode ser através de trauma ou cirurgia, devido a

algum acidente ou a alguma doença, ou por uma má formação congênita (Kottke; Lehmann, 1994).

Este trabalho dará ênfase ao estudo de próteses para pessoas amputadas, como ficará mais claro no capítulo 2. No próximo capítulo, serão feitas considerações sobre a amputação do membro superior e seus níveis.

Ligado ao que foi mencionado, pode-se dizer que a principal função da prótese, relacionada à de substituir o membro amputado, é a de recuperar a maior parte possível da eventual auto-estima e da independência perdida pelo paciente com a sua amputação.

Atualmente, o procedimento adotado de projeto e construção de uma prótese é o inverso do que ocorria antigamente, em que, a partir do controle que era possível, desenvolviam-se os mecanismos da prótese e se obtinham as funções que a configuração projetada podia executar. Nos dias atuais, parte-se das funções que a prótese deve executar para o projeto da mesma, e neste momento verifica-se qual é o controle necessário para se atender ao projeto executado. Ou seja, a abordagem atual de projeto das próteses (este trabalho a segue) parte das funções necessárias à prótese para se obter o controle necessário para se executá-las, e não do controle existente para se obter qual função pode ser atendida ou não com ele (Cunha, 1999).

1.1.2 Requisitos e Problemas das Próteses Atuais

As próteses mecânicas precisam ser cada vez mais leves, baratas e funcionais para que satisfaçam as necessidades de seus usuários. A aparência da prótese também tem fundamental importância (Kyberd et. al, 1995). Os três principais problemas das próteses atualmente disponíveis estão ligados exatamente aos requisitos citados acima: elas possuem, em geral, alto peso, alto custo e falta de funcionalidade em muitos casos.

Uma prótese “ideal” de membro superior deveria ser reconhecida como uma parte do corpo natural pelo amputado e deveria substituir capacidades motoras e sensoriais deste membro. Porém, uma prótese “cibernética” ideal como esta ainda está longe da realidade atual, sendo que as próteses atuais disponíveis de mão (a prótese de mão é parte da prótese de membro superior) são simples prendedores com um ou dois graus de liberdade, que freqüentemente não restabelecem satisfatoriamente a capacidade de agarramento do polegar (Carrozza et al., 2001).

Portanto, do ponto de vista do usuário, as próteses de mão comercialmente disponíveis atualmente, como a “Otto Bock SensorHand”, da empresa alemã *Otto Bock*

Industry, não são capazes de fornecer funcionalidade suficiente de aperto e de prover informações sensoriais e motoras. As principais limitações das próteses comercialmente disponíveis são capacidades reduzidas de agarramento, aparência não cosmética, falta de informação sensorial fornecida ao amputado e falta de uma interface “natural” de comandos (Carrozza et al., 2001).

A solução para estes quatro problemas citados seria possível com um foco apropriado de esforços de pesquisa no desenvolvimento tecnológico de uma interface neural e na caracterização dos sinais a serem gerados para o amputado em resposta aos estímulos externos (Carrozza et al., 2001).

Quanto ao projeto, os principais requisitos a serem considerados desde o princípio de um projeto de uma mão protética são: aparência, controlabilidade, funcionabilidade, ausência de ruídos, leveza e baixo consumo de energia no uso. Estes poderiam ser preenchidos com a implementação de um projeto integrado adequado (Carrozza et al., 2001). A fácil operação é um aspecto fundamental no projeto de uma prótese (Kyberd et. al, 1995).

O preço das próteses, outro problema, impede que suas tecnologias sejam satisfatoriamente acessíveis à população em geral (Globo News, 2002).

Uma mão eletrônica (prótese mioelétrica da mão e de parte do antebraço) fabricada na Alemanha custa no Brasil cerca de cinco mil dólares (ano de 2002). O Brasil ainda não tem tecnologia para fabricá-la. Uma das principais razões para este atraso brasileiro é a falta de incentivo à pesquisa e a projetos de tecnologia ligados a próteses mecânicas, embora esta realidade esteja mudando aos poucos no país (Globo News, 2002).

1.1.3 Comparação entre Aspectos das Próteses de Membros Inferiores e de Membros Superiores

Apesar das grandes diferenças de requisitos entre uma prótese de membro superior e uma de membro inferior, considerou-se razoável que fosse feita uma comparação entre alguns aspectos destes produtos, comparação esta abaixo descrita.

1.1.3.1 Aceitação

Um fato que pode ser observado é que o índice de aceitação dos usuários das próteses de membros inferiores, mesmo com todas as dificuldades inerentes ao uso

destas próteses, é superior ao índice encontrado com os usuários das próteses de membros superiores, mesmo sem haver uma estatística precisa a este respeito – índice de aceitação é a proporção de pacientes que se adaptam satisfatoriamente à prótese e passam a utilizá-la diariamente. Isto foi verificado através de contatos com pessoas que trabalham com reabilitação na AACD (Associação de Assistência à Criança Defeituosa), entidade que atende a amputados, entre outras pessoas portadoras de vários tipos de deficiência, e monta próteses de membros superiores e inferiores, importando algumas de suas partes e fabricando outras. Dados estimados obtidos nesta entidade indicam que a taxa de rejeição das próteses de membros superiores atualmente pode chegar a 70%. Ou seja, 70% dos usuários ou abandonam ou passam a utilizar muito esporadicamente a sua prótese depois de certo tempo de uso. Um índice de rejeição superior a 50% em si já é uma motivação para este estudo.

Mesmo não se sabendo exatamente qual a taxa de rejeição das próteses de membros superiores, como comentado, certamente esta é muito alta com as próteses disponíveis (Rout, 1993).

Mesmo com o desconforto que ocorre muito comumente na região de contato do coto da perna (coto é a parte do membro amputado que foi mantida no corpo) com a prótese, desconforto este que ocorre mesmo quando a perna possui uma proteção e é devido à prótese ter de suportar uma considerável parte do peso do corpo, as pessoas se adaptam, via de regra, mais facilmente a estas próteses que às de membros superiores, que não possuem o problema de terem de suportar um peso tão considerável.

Uma diferença marcante entre o braço e a perna, ligada ao acima mencionado, é o fato de que o esforço normal sobre o braço é análogo ao de uma viga em balanço, enquanto que na perna o esforço normal sofrido pelos ossos é análogo ao de uma coluna comprimida (Cunha, 1999).

O principal motivo para o índice de aceitação das próteses de membros superiores ser menor que o observado nas próteses de membros inferiores é a necessidade e a motivação: sem um braço consegue-se viver e ter certa independência, graças ao outro braço, mas sem uma perna não é possível a locomoção de uma forma adequada por um período considerável sem muletas ou cadeira de rodas. O desejo de andar das pessoas é muito alto em geral, e este é um fator positivo para a aceitação das próteses de membros inferiores (Gregory-Dean, 1991). Este fato foi confirmado em conversas com usuários, que estão detalhadas no capítulo 5 deste trabalho.

Uma outra possível razão para esta diferença de índice de aceitação decorre da própria diferença de aplicação das próteses: no caso dos membros inferiores, o esforço que o coto recebe da prótese (esforço axial, em geral) é mais semelhante ao que ocorreria com uma perna normal que o recebido pelo coto do membro superior em relação ao que ocorreria com um braço normal. Neste caso, a falta de sensibilidade ao se pegar um objeto torna o uso da prótese de membro superior mais distante em relação ao uso de um braço normal que o uso da inferior em relação ao uso de uma perna normal. Daí viria mais uma razão para a maior rejeição às próteses de membros superiores.

A própria complexidade da mão e distância das próteses de mão atuais em relação à mão humana estaria ligada a este fator de rejeição. Neste momento cabe uma consideração importante: devido à alta complexidade e à multifuncionalidade da mão humana, que terá seu esqueleto exposto no capítulo 2 deste trabalho, deve-se ressaltar que a prótese de membro superior tem mais requisitos funcionais que a de inferior, o que torna sua complexidade neste aspecto maior que a das próteses de membro inferior; portanto, a tarefa de fabricar um tipo de prótese de mão que se aproxime da humana é muito difícil. Certamente, projetar e confeccionar uma prótese satisfatoriamente funcional para uma mão é uma tarefa mais difícil que fazer o mesmo para uma prótese de joelho ou pé, sendo que esta última tarefa mencionada já tem alta complexidade.

A frase a seguir ilustra o mencionado no parágrafo acima: “A duplicação de movimentos da mão por uma prótese é uma tarefa das mais difíceis...” (Boccolini, 2000, p.159).

Quanto ao uso das próteses de membros superiores em si: um fato é o usuário aprender a utilizar a prótese rapidamente, executando seus movimentos básicos. Isto é muito comum de acontecer com sucesso. Outro, bem mais complicado, é o mesmo se familiarizar com a prótese de forma que ela passe a ser útil no dia-a-dia e a ser utilizada com frequência. Isto é bem mais do que simplesmente se aprender a utilizar a prótese. Esta familiarização, porém, não é tão comum, principalmente nos casos de pacientes com um braço normal e uma prótese de membro superior. Normalmente, estes acabam abandonando a prótese após algum tempo de uso, por se adaptarem ao uso de um só braço, e utilizam o coto, sem a prótese, como auxiliar. Nos casos de pacientes com próteses nos dois braços, a aceitação é maior e isto ocorre devido à constante necessidade do usuário de contar com suas próteses, mesmo para as tarefas mais simples (Boccolini, 2000). As entrevistas com usuários de próteses de membros superiores,

descritas no capítulo 5 deste trabalho conforme mencionado, estão de acordo com estes fatos.

No caso da amputação em um braço, a motivação do paciente é fundamental, sendo muito necessário o fornecimento da prótese o quanto antes para que não se desenvolva o *one-hand habit* (hábito de se utilizar uma só mão), também mencionado no parágrafo anterior. Como a ausência de um membro superior é em geral mais facilmente detectada pelas pessoas que a de um membro inferior, e os primeiros são normalmente mais expostos que os últimos, a aparência cosmética tem fundamental importância para a aceitação das próteses de membros superiores (Giraudet, 1978); (Gregory-Dean, 1991).

1.1.3.2 Estágio de Desenvolvimento

Neste tópico, vai-se argumentar porque se considera que o estágio de desenvolvimento das próteses de membros superiores é inferior ao das de membros inferiores. Esta opinião inclusive é compartilhada por um dos usuários que foi entrevistado (vide capítulo 5 e Apêndice V deste trabalho).

Há próteses de membros inferiores para diversas ocasiões, com alto grau de evolução tecnológica: por exemplo, há próteses para corridas, utilizadas por atletas – as pernas são compostas de materiais inspirados em projetos da NASA (*National Aeronautics and Space Administration* – entidade do Governo dos Estados Unidos da América - EUA), como fibra de Carbono e Titânio, e os joelhos artificiais são hidráulicos. Também há próteses para uso diário, que têm um conceito muito diferente das primeiras (GNT, 2002).

Muitos destes avanços se devem aos próprios atletas. Eles forçam os limites das próteses, e com isto estimulam os pesquisadores. A necessidade é de que as próteses fiquem cada vez mais leves e mais fortes. Estes pés biomecânicos podem chegar a ter controle de altura, amortecedor exterior e uma mola, com os quais se pode pular e correr (GNT, 2002).

Há também um joelho computadorizado (C-LEG), da já mencionada empresa *Otto Bock Industry*, que possui o seguinte sistema: as bases para a sua caminhada são colocadas (programadas) em um computador. Este joelho, através de sensores, adapta-se à velocidade do corpo graças a uma pré-programação feita que engloba diferentes velocidades de caminhada ou corrida. Estes sensores permitem que o joelho eletrônico

acompanhe a velocidade da outra perna; com microprocessadores, analisam a última informação dada a eles e, baseando-se nela, determinam a velocidade da prótese da perna. Este joelho eletrônico também possui um rotor, que é um sistema que possibilita o movimento em várias direções e permite um maior conforto na hora de se sentar ou ficar em pequenos espaços (Globo News, 2002); (Otto Bock, 2004).

Com relação às próteses de membros superiores comercialmente disponíveis, apesar de também haver próteses de diferentes tipos e para diferentes ocasiões, como será descrito no capítulo 2, o nível de evolução e tecnologia embarcada em geral é menor que o mencionado acima em relação às próteses de membros inferiores.

1.1.4 Dados sobre Amputação e Usuários de Próteses

Não há dados muito precisos sobre o número de pessoas amputadas e o número de usuários de próteses mecânicas. Os dados obtidos relativos a este assunto estão abaixo.

Pelos dados fornecidos pelo Censo do IBGE de 2000, há no Brasil mais de 7.800.000 pessoas com deficiência motora e mais de 1.400.000 pessoas com deficiência física (os usuários de prótese estão entre estes últimos), sendo que há no Brasil 24,5 milhões de pessoas com pelo menos uma deficiência, dentre as seguintes: visual, motora, auditiva, mental e física. Não se sabe quantos destes precisam e podem se beneficiar com uma prótese ou órtese, que é o aparelho que auxilia a movimentação de membros existentes com problemas motores – muletas e andadores são exemplos de órteses -, nem quantos esperam em filas que se formam nas instituições que lidam com este tipo de problema e que podem durar anos (Biancarelli; Collucci, 2002).

Em agosto de 2002, somente no Estado de São Paulo, oficialmente havia 3261 pessoas aguardando por uma órtese ou prótese na sua rede pública e credenciada. Na AACD, que possui uma oficina ortopédica de referência, havia 1100 pessoas na fila e o período de espera é de um ano, em média (Biancarelli; Collucci, 2002).

A taxa de deficiência esquelética congênita, ligada ao membro superior e considerando-se todas as faixas etárias, é de 22%. Considerando-se as pessoas com idade até 10 anos, 75% das deficiências são congênitas. Portanto, com o aumento da faixa etária, as taxas de amputados passam a aumentar, de forma que no geral o número deles seja de 78% do total (Kottke; Lehmann, 1994).

Entre os agentes causadores de amputação estão acidentes automobilísticos, tumores e traumatismos decorrentes de desastres naturais como terremotos e furacões. Acima dos 18 anos, uma importante causa de amputação passa a ser o acidente de trabalho, como por exemplo em prensas de estampa, máquinas transportadoras e maquinário agrícola. As doenças são responsáveis por apenas 6% de todas as amputações de braços (Kottke; Lehmann, 1994).

Na Holanda cerca de 15 crianças nascem em cada ano sem uma mão, sendo que a maioria possui coto de antebraço. 60% das crianças são meninas, que possuem distribuição igual de amputações de mão direita e esquerda. Os meninos, por sua vez, não possuem igual distribuição: 75% deles possuem amputação na mão esquerda (Kruit; Cool, 1989).

No Brasil, foi feito um levantamento do número de casos de amputados que foram atendidos em três Centros de Reabilitação do SESI (Serviço Social da Indústria), dois deles localizados na cidade de São Paulo (SP) e um deles na cidade de Santo André (SP), entre 1947 e 1987. Os dados obtidos estão resumidos na tabela 1.1 (Boccolini, 2000). Mais detalhes sobre níveis de amputação, bem como a ilustração de alguns dos termos da tabela 1.1, serão expostos na figura 2.2 deste trabalho.

Tabela 1.1: Dados sobre Casos de Amputação atendidos nos Centros de Reabilitação do SESI de São Paulo (SP) e Santo André (SP) entre 1947 e 1987 (Boccolini, 2000).

Total de Casos Atendidos	2350
Casos Relativos a Amputação do Membro Superior	561
Casos de Amputação Unilateral (em um só Braço) em algum ponto do Braço Direito	227
Casos de Amputação Unilateral em algum ponto do Braço Esquerdo	292
Casos de Amputação no Antebraço Direito	48
Casos de Amputação no Antebraço Esquerdo	160
Casos de Dupla Amputação, em que pelo menos uma é de Membro Superior	42
Casos de Desarticulação de Ombro	13
Casos de Amputação Bilateral (Dupla Amputação) de Braços	2
Casos de Amputação Bilateral de Antebraços	8
Casos de Amputação de Braço em um Lado e do Antebraço em Outro	5

Dentre estes dados, ressalta-se o alto número de casos de amputação do antebraço esquerdo (160), consideravelmente distante dos 48 casos de amputação do antebraço direito. O número de desarticulações de ombro, o caso mais proximal de amputação e com maior dificuldade de protese, representa 2,3% do total dos casos envolvendo amputação de membro superior (a porcentagem obtida pode ser considerada

como pequena e correspondeu às expectativas); por último, o número observado de casos de amputações envolvendo membros inferiores foi consideravelmente maior que o de superiores, representando mais de 75% do total (Boccolini, 2000).

Desde 1955, estão sendo colhidos dados sobre os amputados da Inglaterra, do País de Gales e da Irlanda do Norte. A partir de 1970, com a crescente informatização, o número de dados relativos a este assunto cresceu, a ponto de poder a partir daquele momento ser feita uma análise quanto à aceitação dos usuários em relação à prótese. Um resumo destes dados se encontra na tabela 1.2 (Gregory-Dean, 1991).

Tabela 1.2: Dados sobre Casos de Amputação na Inglaterra em 1986 (Gregory-Dean, 1991).

Número de Amputados Atendidos pela Primeira Vez ao ano na Inglaterra	Entre 5000 e 5500
População de Amputados na Inglaterra (1986)	Entre 60000 e 65000
Número de Amputados que Faleciam por Ano na Inglaterra	Entre 2500 e 3000
Porcentagem de Amputados com Mais de 60 Anos de Idade	75% (muitos tinham cerca de 80 anos de idade)
Número de Amputações Bilaterais de Braços na Inglaterra em 1985	5
Número de Amputações Bilaterais de Braços na Inglaterra em 1986	1
Número Total de Amputações ocorridas na Inglaterra em 1986	5474
Número Total de Amputações em um dos membros inferiores ocorridas na Inglaterra em 1986	4773

A relação entre o número de amputados masculinos e femininos na Inglaterra em 1986 observada, em números totais, foi de 2,5:1, sendo que esta relação cai com o aumento da idade. As amputações de membros superiores geralmente ocorrem com pessoas jovens (Gregory-Dean, 1991).

O número de amputados devido a acidentes de trabalho na Inglaterra caiu sensivelmente a partir da década de 70, enquanto o devido a acidentes caseiros ou envolvendo atividades de lazer se manteve constante com o tempo (Gregory-Dean, 1991).

A relação entre a amputação de braços e de pernas observada em 1986 na Inglaterra foi de 1:26. Este número é muito distante do observado nos Centros de Reabilitação do SESI, no caso descrito anteriormente (1:3,2). Um possível fator para esta discrepância seria o foco do trabalho descrito no Brasil ser com pessoas mais jovens (o Centro não representaria com isto toda a população de amputados do país) e a maior parte das amputações ocorridas na Inglaterra ter sido de membros inferiores em idosos,

devido a doenças vasculares. Isto explicaria também o alto número de amputações anuais (5000) observado na Inglaterra em comparação com os dados totais obtidos por um Centro de Referência no Brasil durante quarenta anos (2350) (Gregory-Dean, 1991; Boccolini, 2000).

Portanto, há uma grande demanda por próteses de membros superiores, devido ao número de usuários amputados nos membros superiores ser considerável, e às próteses atualmente disponíveis no mercado em geral não atenderem a todos os seus requisitos funcionais, tendo além disto um custo muito elevado. Considera-se que o amputado em um braço, mesmo aprendendo a viver desta forma e conseguindo executar parte de suas atividades básicas com sucesso, e conseqüentemente tendo uma considerável independência, ainda possui muitas limitações e precisa muito de uma prótese adequada para substituir o que foi perdido.

A motivação deste trabalho, portanto, teve os seguintes aspectos:

- Estudar um produto que tivesse uma importante implicação social e unisse Engenharia e reabilitação de pessoas – prótese de membro superior é um produto que satisfaz estes requisitos.
- Necessidade, por parte dos amputados, de próteses de membros superiores que os auxiliem cada vez mais no dia-a-dia.
- As próteses de membros superiores disponíveis atualmente no mercado não atendem satisfatoriamente a muitos dos requisitos de seus usuários.
- As próteses de membros superiores atuais têm um preço muito alto para seus usuários.
- O índice de aceitação e o estágio de desenvolvimento das próteses de braços estão em patamares inferiores aos das próteses de pernas.
- Há uma considerável demanda por próteses de membros superiores, devido ao número de amputados de membro superior ser representativo.

1.2 Análise do Valor

Análise do Valor é, basicamente, uma metodologia que procura ver o objeto através das funções que este realiza e das necessidades a que este atende. Este método pode ser muito útil para o estudo de objetos e sistemas e, sobretudo, para a obtenção de novos produtos que executem de uma forma melhor as mesmas funções que os produtos

inicialmente estudados. Ou seja, trata-se de uma metodologia que tem grande potencial para tornar os produtos cada vez melhores.

Como a Análise do Valor foi utilizada amplamente no estudo das próteses de membros superiores realizado neste trabalho, é importante que ela seja mencionada já neste momento. Mais detalhes sobre esta metodologia se encontram no capítulo 3.

1.3 Objetivo do Trabalho

O objetivo deste trabalho é utilizar a Análise do Valor no projeto de próteses de membros superiores. Para isto, será proposta uma metodologia de projeto, que utiliza a Análise do Valor, e aplicada a mesma às próteses com o objetivo de descobrir, criteriosamente, quais são seus requisitos e de obter configurações das mesmas que contenham vantagens comparando-se com as disponíveis atualmente.

Em outras palavras, esta dissertação pretende fornecer mais subsídios para se entender o que é necessário para que as próteses de membros superiores tenham uma aceitação maior e auxiliem mais seus usuários.

1.4 Descrição do Trabalho Realizado

No primeiro capítulo, conforme já exposto, foi feita uma introdução ao tema, com dados relativos às próteses em geral, e a exposição da motivação do trabalho.

No segundo capítulo, serão expostos os tipos de próteses de membros superiores disponíveis atualmente, além de ser mencionado seu histórico. Uma ênfase maior será dada aos tipos de próteses que serão estudados detalhadamente no capítulo 5.

O terceiro capítulo, graças à importância da Análise do Valor para o estudo realizado, fará uma descrição desta metodologia, com o enfoque que foi adotado no trabalho. No quarto capítulo, será proposta e descrita uma metodologia de projeto de produtos, metodologia esta que utiliza muito a Análise do Valor, exposta no capítulo 3.

O quinto capítulo expõe a aplicação feita da metodologia proposta no capítulo anterior, em relação a próteses de membros superiores. Por último, no sexto capítulo serão expostas as conclusões e análises em relação à metodologia proposta e sua aplicação realizada; também serão expostas neste capítulo as conclusões do trabalho como um todo e as sugestões para trabalhos futuros. No final desta dissertação, há um Glossário que contém o significado de alguns dos termos específicos utilizados no texto.

2. PRÓTESES DE MEMBROS SUPERIORES

Neste capítulo, antes de serem expostos os tipos de próteses de membros superiores, é importante que sejam feitos comentários sobre a estrutura óssea do membro superior e os possíveis níveis de amputação dos braços.

2.1 Estrutura Óssea dos Membros Superiores

A estrutura óssea do membro superior humano, com seu esqueleto, está exposta na figura 2.1.

A mão humana, com toda a sua complexidade e importantes tarefas relacionadas a movimentação, força e sensibilidade, contém 27 ossos, 19 músculos situados dentro dela, 17 articulações e vários tendões ativados por músculos situados no antebraço. Ela possui 23 graus de liberdade, sendo cinco para o polegar, quatro para cada um dos outros dedos e dois para a palma da mão (Cailliet, 1976; Chase, 1973; Tubiana, 1981 apud Cunha, 1999).

O restante do braço, até a região escapular, contém mais cinco ossos: o rádio, a ulna (estes dois ossos compõem o antebraço), o úmero (osso que compõe o braço), a clavícula e a escápula (estes dois últimos ossos compõem o ombro), expostos na figura 2.1, e dezenas de músculos (Sobotta, 2000).

As observações acima expostas têm o intuito de indicar a complexidade do membro superior humano, e a conseqüente alta dificuldade de se projetar e construir um aparelho que o substitua a contento (Boccolini, 2000); (Childress, 1985).

Figura 2.1: Membro Superior – estrutura óssea e regiões das articulações (Sobotta, 2000).

2.2 Níveis de Amputação dos Membros Superiores

Uma importante classificação das próteses de membros superiores é quanto ao nível de amputação do braço. A figura 2.2 ilustra os possíveis níveis de amputação.

Deve-se ressaltar que devem ser conservados ao máximo os tecidos e as partes ósseas em uma amputação, com o objetivo de auxiliar a fixação da prótese a ser utilizada no coto e de manter o máximo possível de movimentos restantes no mesmo. Quanto menor o coto, ou seja, quanto mais proximal (termo médico que significa próximo ao tronco) estiver a extremidade do mesmo, mais complicada será a substituição do membro perdido por uma prótese. Nos casos de desarticulação de ombro, a protetização se torna extremamente complexa devido à falta de pontos de apoio para a adaptação e fixação do encaixe da prótese (Blohmke, 1994).

Figura 2.2: Níveis de Amputação (Kottke; Lehmann, 1994).

Como este trabalho tem o foco no estudo das próteses de membros superiores para amputados, as próteses para membros com má formação congênita não serão abordadas. A diferença destas próteses em relação às confeccionadas para os amputados é que nos casos de má formação pode haver algum membro remanescente, embora defeituoso, no braço, com algum movimento, o que auxilia muito no projeto de uma prótese específica para este caso - este membro com movimento não deve ser amputado e pode ser utilizado no controle da prótese, que por isto deverá ter um projeto com detalhes específicos para cada caso (Blohmke, 1994).

Também não serão abordados neste trabalho os tipos de prótese que são utilizados em cotos resultantes de formas especiais de cirurgia, que alteram substancialmente a configuração do coto para que a prótese nele utilizada venha a ter uma funcionalidade maior. Entre estas formas especiais de cirurgia estão a cineplastia e a osteotomia angular (Blohmke, 1994); (Boccolini, 2000). Um grupo que tem feito importantes trabalhos na área de cineplastia, para seu uso no controle das próteses, é o grupo do Dr. Dudley Chidress, da Universidade de Northwestern (EUA) (Weir et al., 1998).

Neste capítulo, inicialmente serão feitas considerações sobre o histórico das próteses; após isto, serão expostos sua classificação e seus tipos, com uma descrição mais detalhada das três próteses que foram estudadas no trabalho. Por fim, serão apresentadas referências sobre outros tipos de próteses e de seus componentes, que foram observados em artigos pesquisados.

2.3 Histórico das Próteses de Membros Superiores

A humanidade sempre se preocupou com as próteses, devido ao fato de que a amputação é um ato que sempre ocorreu, e a necessidade da substituição dos membros amputados leva às próteses. Existem gravuras muito antigas que mostram o ato cirúrgico da amputação, que era executado obviamente de uma maneira muito mais arcaica que a recomendada atualmente. A referência mais antiga a próteses remonta a 500 a.C. Há esculturas e desenhos muito antigos em mosaico e cerâmica que ilustram pessoas com “pilões” de madeira em substituição às suas pernas. No século XVI, estes “pilões” ainda eram praticamente as únicas próteses disponíveis para os amputados (Boccolini, 2000); (Giraudet, 1978).

Dois nomes se destacam muito na história das próteses: Ambroise Paré e Leonardo da Vinci. Eles, nos séculos XV e XVI, projetaram próteses funcionais, que ilustram sua grande capacidade e inventividade. Na figura 2.3, há a ilustração de uma mão planejada por Ambroise Paré, na figura 2.4 há próteses de braço dos séculos XV e XVI, e na figura 2.5 há uma prótese muito antiga de antebraço com um mecanismo que movia dois dedos através de botões na palma da mão (Boccolini, 2000).

Após a Segunda Guerra Mundial (1939-1945), em que houve milhares de mutilados, houve um aumento considerável, por parte de institutos científicos, da quantidade de estudos para a confecção de próteses cada vez melhores e mais funcionais, que mostrou importantes resultados: as próteses evoluíram muito desde então, e, com a quantidade de pesquisa que atualmente ocorre em vários países, certamente evoluirão cada vez mais, o que, como exposto no capítulo 1, é uma necessidade (Boccolini, 2000).

Com relação às próteses mioelétricas (este tipo de prótese será descrito no item 2.4 deste trabalho e em alguns tópicos posteriores a este), que são modernas e estão entre as mais funcionais dentre as atualmente disponíveis: a primeira publicação referente a controle mioelétrico data de 1948; pesquisas maiores envolvendo este assunto começaram a ser feitas na segunda metade dos anos cinquenta; somente nos anos setenta começaram a ser fabricadas próteses mioelétricas para uso clínico, e apenas por volta de 1980 estas se difundiram pelo mundo (Scott; Parker, 1988).

Figura 2.3: Mão planejada por Ambroise Paré (Boccolini, 2000).

Figura 2.4: Próteses de Braço dos séculos XV e XVI (Boccolini, 2000).

Figura 2.5: Prótese de Antebraço com polegar rígido e com indicador e médio movidos por botões na palma (Boccolini, 2000).

Quanto às próteses equipadas com algum tipo de motor, o artigo de Dudley Childress (Childress, 1985) faz um levantamento importante sobre seus aspectos históricos.

Neste artigo, expõe-se que a primeira prótese encontrada pelo seu autor em sua pesquisa que era equipada com algum tipo de motor foi uma mão movida por um sistema pneumático, patenteada na Alemanha em 1915. A primeira mão movida a energia elétrica encontrada tem desenhos que datam de 1919, também alemães. Esta mão contém idéias e conceitos modernos (Childress, 1985).

Apesar destes desenvolvimentos que ocorreram antes de 1920, até o final dos anos 40 as próteses movidas por algum tipo de motor não foram muito utilizadas. Acredita-se que a primeira mão mioelétrica tenha sido utilizada na Alemanha por volta de 1943, e não era um sistema portátil. Tratava-se de um sistema grande, pesado e não operado por bateria, mas foi o primeiro e importante passo no desenvolvimento deste tipo de próteses. Reinhold Reiter, o pesquisador alemão que desenvolveu este sistema, publicou seu trabalho, o primeiro que continha resultados de experimentos com controle mioelétrico, em 1948. O título deste trabalho, publicado em alemão, é “Eine neue Elektrokunsthand” (“Uma Nova Mão Elétrica”). A partir deste ano, próteses pneumáticas, que utilizavam gás carbônico, também passaram a ser utilizadas (Childress, 1985).

Ressalta-se a importância do ano de 1945 para o desenvolvimento das próteses. Neste ano, especialistas sobre o assunto se reuniram nos EUA para discutir os caminhos que deveriam ser seguidos quanto ao desenvolvimento de membros protéticos. Este encontro acabou resultando na fundação do Comitê de Pesquisa e Desenvolvimento Protético norte-americano (*Committee on Prosthetics Research and Development*), que teve um papel primordial no trabalho desenvolvido nos EUA ligado ao assunto por mais de vinte e cinco anos (Childress, 1985).

Nos anos 50, na Europa e na União Soviética, começou-se a trabalhar com próteses mioelétricas. Neste período, foi desenvolvida na União Soviética a “Mão Russa”, que foi a primeira mão mioelétrica a ser utilizada clinicamente e a ser comercializada, embora isto não tenha ocorrido em grande escala (Childress, 1985).

Em 1951, foi apresentado um trabalho que descrevia a mão de Vaduz, importante desenvolvimento feito por um grupo alemão, que tinha o objetivo de utilizar os movimentos musculares para mover a prótese, e com isto torná-la portátil. Era uma prótese que tinha um sistema que também se utilizava de componentes pneumáticos. Esta mão de Vaduz também chegou a ser comercializada (Childress, 1985).

O princípio de mover a próteses a partir de movimentos musculares do coto, que é utilizado nas próteses mioelétricas até hoje, passou então a ser utilizado pela empresa alemã *Otto Bock Industry*, que se envolveu com próteses movidas por algum tipo de motor a partir de 1962, e desde então tem importância destacada no desenvolvimento de próteses e de seus componentes, sendo que a disponibilidade de seus componentes foi fundamental para que se aumentasse a quantidade de pesquisa ligada a este assunto (Childress, 1985).

Após os desenvolvimentos da Mão Russa e da Mão de Vaduz, foi desenvolvida por Bottomley, por volta de 1965, a Mão Inglesa, que era mioelétrica e já possuía avanços em relação às anteriores. Por volta deste período, Tomovic desenvolveu a Mão de Belgrado, que era adaptável e multi-articulada, tendo rudimentares qualidades sensoriais. Esta mão foi muito utilizada em laboratórios para pesquisa e influenciou o surgimento das mãos robóticas (Childress, 1985).

Uma outra mão desenvolvida neste período e utilizada largamente em pesquisa foi um tipo de mão elétrica, desenvolvida na Suécia e chamada de *SVEN-Hand*. O trabalho de Marquardt na Alemanha, a partir dos anos 50 e durante este período, também foi muito relevante, em especial com crianças que precisavam de próteses (Childress, 1985).

Um importante trabalho de pesquisa foi desenvolvido no Reino Unido durante os anos 60 e início dos 70. Seus resultados de maior destaque foram o Braço de Hendon e o Braço de Edinburgh. Tratavam-se de próteses pneumáticas e multi-funcionais. O servo-mecanismo de controle de posição utilizado por Simpson nestes casos utilizou um princípio que possibilitava o controle de múltiplas funções sem, necessariamente, que se gerasse um grande desgaste mental no usuário. O braço de Edinburgh tinha um controle excelente e um mecanismo de grande complexidade (Childress, 1985).

Este artigo também ressalta a importância dos encontros dos especialistas em próteses e da publicação dos seus anais para o desenvolvimento destes produtos. Destacam-se os encontros ocorridos na Califórnia, EUA, em 1960, o simpósio de Cleveland, EUA, de 1966, e os encontros que certamente ocorreram periodicamente, por décadas, em Dubrovnik, Iugoslávia, a partir deste ano. Outros três simpósios ligados a membros artificiais mereceram destaque: o de Londres, Inglaterra, de 1968, o de Dundee, Escócia, de 1969, e o da Suécia, de 1974 (Childress, 1985).

Os anos de 1967 e 1977 foram destacados como importantes para a História das próteses pelo autor do artigo, pois em 1967 próteses movidas a motor passaram a ser comercializadas nos EUA e em 1977 pode-se dizer que as próteses de membros superiores passaram a ter um número considerável de usuários (Childress, 1985). Neste período (por volta de 1968), a bateria e os circuitos eletrônicos das próteses mioelétricas tinham que ficar fora delas, em algum compartimento preso a alguma outra parte do corpo, como o peito (Childress, 1985).

O primeiro sistema comercialmente disponível nos Estados Unidos foi a Mão Viennatone, que era resultado do trabalho da empresa austríaca *Viennatone*, especialista em eletrônica, e da *Otto Bock Industry*. Pouco depois, a *Otto Bock Industry* desenvolveu seu próprio sistema mioelétrico para a prótese de mão, que teve alterações e melhorias desde então, mas que substancialmente não tinha mudado muito até 1985 (Childress, 1985).

Outros desenvolvimentos ganharam destaque a partir do final dos anos 60 e durante os anos 70: a Mão Japonesa, que era mioelétrica, e o Braço de Boston, que foi desenvolvido pelo MIT (*Massachusetts Institute of Technology*) e continha o primeiro cotovelo mioeletricamente controlado. Este cotovelo desenvolvido pelo MIT influenciou Jacobsen, que desenvolveu posteriormente o Braço de Utah. O greifer eletrônico, que será mencionado no item 2.4 deste trabalho, foi desenvolvido pela *Otto Bock Industry* no final dos anos 70, sendo aplicável a usuários com atividades pesadas (Childress, 1985).

Neste artigo, também se ressaltou que sistemas eletro-hidráulicos poderão ser utilizados no futuro devido ao seu potencial de gerar alto torque com pequenos atuadores (Childress, 1985).

2.4 Classificação das Próteses de Membros Superiores

Uma forma de classificação das próteses de membros superiores muito utilizada e importante é a por fontes de energia, sendo que dentro desta ordenação há outra, em que cada um tipo de prótese classificado é reclassificado, desta vez pelo critério do nível de amputação (vide figura 2.2). A figura 2.6 ilustra a classificação das próteses pelo critério da fonte de energia. Por esta forma de classificação dupla citada, as próteses estéticas, por exemplo, podem ser reclassificadas em próteses estéticas de braço, de antebraço e cotovelo, por exemplo, assim como todos os outros tipos de prótese mencionados na figura 2.6 (Blohmke, 1994); (Cunha, 1999).

Figura 2.6: Classificação das próteses de membro superior (Blohmke, 1994).

As próteses passivas, mencionadas na figura 2.6, são aquelas que não são acionadas pelo paciente. Elas se dividem nas próteses passivas para o trabalho e nas próteses estéticas. As primeiras são sistemas que variam de caso a caso e servem para auxiliar o paciente a executar seu trabalho, como, por exemplo, um sistema para amputados de mão que consiste em um bracelete que se fixa ao coto com uma ferramenta de solda na sua ponta, permitindo que o paciente execute uma soldagem simples. Estes componentes que equivalem aos terminais da prótese também são chamados de acessórios, e podem ter as mais variadas configurações.

As próteses estéticas, por sua vez, têm como sua principal função a de prover estética, restabelecendo o aspecto externo do corpo do paciente. Como não possui componentes articulados mecanicamente, esta prótese tem grandes exigências relativas à aparência, devendo ficar muito parecida com a parte do braço perdida, ao conforto e ao peso reduzido, sendo indicada para usuários que não se adaptam a próteses funcionais ou as dispensam (Blohmke, 1994); (Cunha, 1999). Este tipo de prótese se restringe a ser um objeto que funciona aproximadamente como um corpo rígido ligado ao coto, sem mobilidade própria. Ela só não funciona exatamente desta forma porque a prótese em si não é rígida e apresenta deformações decorrentes dos esforços que sofre. Como a pesquisa tem o foco na prótese como uma máquina e o escopo do trabalho envolve apenas alguns dos tipos das próteses ativas, que serão descritos adiante, estes tipos de próteses não serão abordados.

As próteses ativas são aquelas que são acionadas de alguma forma pelo paciente, possuindo mobilidade própria, e podem ser divididas nas ativas acionadas por força própria, nas ativas acionadas por força externa e nas híbridas (Blohmke, 1994). As ativas acionadas por força própria podem ser divididas nas que possuem fonte direta ou indireta. Estas últimas, com fonte indireta, não são comuns e também não fazem parte do objeto da pesquisa.

As ativas acionadas por força própria com fonte direta, também chamadas de próteses mecânicas, são aquelas que têm como fonte de energia o paciente, que com determinados movimentos aciona a prótese e a movimenta, fazendo com que ela, por exemplo, abra ou feche a mão mecânica. Estas próteses são aplicáveis a praticamente todos os níveis de amputação, sendo que a dificuldade de adaptação é tanto maior quanto menor for o coto do paciente. Elas têm os movimentos acionados por cabos ou tirantes, e possuem articulação mecânica no cotovelo, se o coto for de braço. Estes movimentos dos cabos, que acionam a mão e o cotovelo, são obtidos com a movimentação do ombro e eventualmente do coto do paciente, tracionando os tirantes, que por sua vez acionam os cabos. O uso destas próteses demanda um treinamento intenso do paciente, pois os movimentos de acionamento da prótese normalmente não são naturais e intuitivos (Blohmke, 1994); (Cunha, 1999). Um dos tipos desta prótese, a de desarticulação de cotovelo, será descrita com mais detalhes posteriormente neste capítulo, por ser objeto da pesquisa. A figura 2.7 mostra um exemplo de prótese ativa acionada por força própria, no caso, para cotos curtos de antebraço e com a mão da prótese desmontada (sem a mão interna e a luva cosmética – devido a isto, só aparece na figura a mão ativa da mesma).

O furo que pode ser visualizado no antebraço da prótese é o local por onde deve sair uma meia, que deve ser colocada no coto imediatamente antes da colocação da prótese, e deve ser retirada logo após esta ser colocada para que, sendo retirada, auxilie o correto posicionamento da pele do coto.

Figura 2.7: Prótese Ativa acionada por força própria com a mão incompleta (foto do autor).

As próteses ativas acionadas por força externa podem ser divididas em dois grupos: as que são acionadas por força pneumática e as acionadas por força elétrica. As primeiras são acionadas por um reservatório de ar comprimido, que normalmente fica na região das axilas e é comandado por contrações musculares do coto, acionando válvulas que por sua vez acionam atuadores pneumáticos, finalmente movimentando a prótese (Blohmke, 1994). Estas próteses são pouco comuns, possuem a desvantagem de um alto peso aliado a um alto ruído de funcionamento e sua força não é controlada (Cunha, 1999). Por estas razões, não serão abordadas neste trabalho.

Dentre as acionadas por força elétrica, há dois tipos: as controladas por interruptores e as mioelétricas. As primeiras são controladas por interruptores acionados por contrações musculares, funcionando de forma similar às próteses pneumáticas, apenas com a vantagem de possuir uma bateria ao invés do reservatório de ar, sendo portanto mais leve. Porém, como também se trata de um sistema pouco eficiente e pouco comum (Cunha, 1999), não será abordado neste trabalho.

As próteses mioelétricas são aquelas em que os sinais elétricos provenientes das contrações musculares do coto, controladas pelo paciente (sinais conhecidos como mioelétricos), são os sinais de controle da prótese e são captados por eletrodos colocados em posições específicas da mesma. Os eletrodos, por sua vez, enviam sinais amplificadores para o sistema de controle da prótese, que “decide” qual ou quais dos motores vai acionar (uma prótese mioelétrica normalmente possui mais de um motor).

Pode ser, por exemplo, o motor que abre ou fecha a prótese da mão mioelétrica. A fonte de energia desta prótese, responsável pelos seus movimentos, é uma bateria (Blohmke, 1994); (Boccolini, 2000); (Cunha, 1999).

Com um pouco mais de detalhamento, conveniente neste momento, basicamente, nas próteses mioelétricas, o procedimento que ocorre é o seguinte: o usuário da prótese, vendo o objeto que deseja pegar, faz o movimento de abertura ou fechamento da mão, o que movimenta determinados grupos de músculos em seu coto. O movimento destes músculos aciona um determinado eletrodo (posicionado propositalmente neste ponto), que por sua vez aciona através de cabos o sistema de controle da prótese, que pode ser microcontrolado, por exemplo. O sinal mioelétrico é então amplificado e utilizado por este sistema como referência para o controle da prótese. Ele aciona o motor existente na mão mioelétrica e a abre ou fecha, dependendo do estímulo inicial (a energia para a movimentação dos motores é provida por uma bateria, presente na prótese – do sistema mioelétrico não vem a energia para movimentação dos motores, mas sim os sinais de controle destes motores). O estímulo para se abrir ou fechar a mão é interrompido pelo usuário quando este percebe visualmente que seu objetivo foi atendido. Portanto, a realimentação do ciclo citado é totalmente visual, pois, com as mãos mioelétricas atualmente disponíveis no mercado (este fato se aplica até o momento atual), o usuário não sente absolutamente nada do objeto que tocou ou pegou com a prótese da mão (Cunha, 1999); (Scott; Parker, 1988).

Este tipo de prótese é muito comum e apresenta grande eficiência, em comparação com os outros tipos descritos. Uma importante vantagem deste tipo de prótese é que os movimentos de abertura e fechamento da mão são normalmente intuitivos, ou seja, quando o paciente movimenta o músculo do coto da forma similar à que ele fazia para abrir a mão (utilizando grupos musculares semelhantes), a mão mioelétrica abre, e vice-versa (Blohmke, 1994); (Boccolini, 2000); (Cunha, 1999). Um dos tipos desta prótese, a de antebraço, será descrita em mais detalhes neste capítulo por ser objeto da pesquisa.

Finalmente, há as próteses híbridas, que basicamente são sistemas que possuem em uma só prótese um componente característico das próteses ativas acionadas por força própria e um componente característico das próteses mioelétricas. Estas próteses são comuns, sendo aplicáveis para cotos até o cotovelo. Um exemplo é a prótese híbrida para amputação de braço, que contém, para o acionamento do cotovelo, um

componente ativo acionado por força própria, e, para o acionamento da mão, um sistema característico das próteses mioelétricas, controlado por contrações musculares do coto restante do braço do paciente (Blohmke, 1994). Esta prótese também será descrita em mais detalhes neste capítulo. Na tabela 2.1 se encontra um resumo das principais vantagens e desvantagens dos tipos de próteses mais comuns dentre os descritos acima.

Tabela 2.1: Principais Vantagens e Desvantagens dos Tipos de Prótese mais Comuns.

Prótese	Principais Vantagens	Principais Desvantagens
Prótese Estética	<ul style="list-style-type: none"> - Baixo peso - Produto Relativamente Simples - Satisfaz em grande parte a exigência de aparência do usuário 	<ul style="list-style-type: none"> - Funcionalidade praticamente nula
Prótese Ativa Acionada por Força Própria	<ul style="list-style-type: none"> - Já fornece uma certa independência ao seu usuário 	<ul style="list-style-type: none"> - Alta dificuldade de adaptação, devido à alta dificuldade de uso contínuo (controle com movimentos não naturais) - Alto custo
Prótese Mioelétrica	<ul style="list-style-type: none"> - Funcionalmente, é a melhor opção dentre as três desta tabela – é a prótese que fornece a maior independência ao seu usuário. - O controle da prótese é baseado em movimentos relativamente naturais dos músculos restantes do coto 	<ul style="list-style-type: none"> - Altíssimo custo - Alto peso - Produto mais complexo que os outros dois casos

2.5 Próteses Estudadas no Trabalho Realizado

A aplicação da metodologia proposta, a ser descrita no capítulo 5, partiu da análise de três tipos de prótese, que foram selecionados de forma que tivessem diferentes combinações de fontes de energia e fossem utilizados em diferentes níveis de amputação. Estes três tipos estão descritos com mais detalhes nos itens seguintes, sendo próteses comuns e consideradas em geral entre as melhores disponíveis atualmente no mercado (estes últimos fatos também pesaram na escolha dos três tipos escolhidos para estudo).

2.5.1 Prótese Mioelétrica de Antebraço com Prono-Supinação Ativa

Esta prótese é utilizada em cotos de antebraço, e possui também prono-supinação (movimento angular do antebraço em relação ao seu próprio eixo longitudinal) ativa, que por isto pode ser acionada com a contração muscular de um músculo do coto. Trata-se de uma prótese comum e moderna, representada na figura 2.8.

Figura 2.8: Prótese mioelétrica de antebraço com prono-supinação ativa (foto do autor).

A prótese exposta na figura 2.8 foi fabricada pela *Otto Bock Industry, Inc.*, como já mencionado, um importante fabricante de próteses, com sede na Alemanha e seus produtos utilizados em muitos países, inclusive no Brasil. Na figura 2.9 há uma imagem desta prótese colocada em um coto de antebraço, o que ilustra sua aparência quando utilizada.

Figura 2.9: Prótese mioelétrica de antebraço colocada em seu coto correspondente (foto do autor).

Os componentes desta prótese (as funções de cada um destes componentes estão mencionadas no capítulo 5 deste trabalho) são:

- Luva cosmética: luva que envolve a mão mioelétrica e possui uma aparência externa próxima da mão humana (há várias tonalidades de luvas para acompanhar as diferentes tonalidades de peles), também sendo importante por gerar um atrito considerável com o objeto segurado pela mão, o que auxilia na sua preensão (Blohmke, 1994). Uma luva cosmética pode ser vista na figura 2.10.

Figura 2.10: Luva cosmética (foto do autor).

- Mão mioelétrica: mão composta de um motor elétrico, que movimenta a prótese e é alimentado por uma bateria e acionado por eletrodos sensíveis às contrações musculares do coto. Esta mão é composta de três dedos ativos (o indicador, o polegar e o médio), que formam uma pinça tridigital, sendo que os outros dois dedos da mão só existem na luva cosmética e mão interna, sendo passivos. Conectada aos eletrodos por um cabo central, também tem como componentes uma placa processadora e um interruptor, este último utilizado para travar a prótese na posição desejada pelo paciente. A placa processadora serve para controlar os movimentos da prótese de acordo com os sinais mioelétricos provenientes dos eletrodos. Trata-se de uma mão muito funcional, com a desvantagem de ter o polegar com uma proporção ligeiramente maior que a proporção anatômica normal, para tornar o mecanismo de pinça, composto pelos três dedos ativos, mais eficiente, e a desvantagem de ter os dedos ativos rígidos, não possuindo articulações entre as falanges (Blohmke, 1994); (Cunha, 1999). Esta

mão montada na prótese, já revestida com sua mão interna, que será descrita, e com sua luva cosmética, pode ser vista na figura 2.11.

Figura 2.11: Mão mioelétrica montada na prótese (foto do autor).

Esta mão pode ser travada em qualquer posição, como já comentado, sendo que a força de preensão também pode ser regulada pelo usuário de acordo com a amplitude dos Sistemas Mioelétricos. Os dedos ativos da mão formam um sistema similar a uma pinça tridigital, que tem a função de pegar os objetos (Cunha, 1999); (Globo News, 2002).

Ela também pode permitir que o usuário, por exemplo, trabalhe, pegue objetos, utilize o computador e eventualmente até dirija. A força atingível pela mão mioelétrica é próxima da força de uma mão com capacidade normal. (Globo News, 2002).

- Mão interna: componente de borracha que reveste a prótese de mão (neste caso, mioelétrica) e funciona como suporte à luva cosmética, possibilitando que a mão fique com formas mais próximas das normais. Sua principal função é estética, e ela faz o preenchimento do quarto e quinto dedos da mão, que não estão presentes na prótese da mesma (Blohmke, 1994). Ela está representada na figura 2.12.

Figura 2.12: Mão interna (foto do autor).

- Carregador: apesar de não fazer parte do sistema da prótese em si, pode ser considerado como um componente porque ele é fundamental para que a prótese execute sua função satisfatoriamente. Ele é o responsável pelo recarregamento dos acumuladores da prótese (Blohmke, 1994).
- Acumulador (ou bateria): é a fonte de energia para o sistema mioelétrico da prótese, sendo recarregável pelo carregador mencionado (Blohmke, 1994). A figura 2.13 mostra uma bateria colocada em uma prótese mioelétrica.

Figura 2.13: Acumulador da prótese e local de sua colocação na mesma, em seu encaixe externo (foto do autor).

- Eletrodos: são os conversores do potencial gerado através da contração muscular do coto em um sinal elétrico de saída. Este sinal passa pelo sistema mioelétrico da prótese (este é o sistema de controle da prótese),

sendo amplificado e utilizado para o controle da mesma (Blohmke, 1994).

- Cabos para eletrodos: são os cabos que transportam os sinais fornecidos pelo eletrodo à mão mioelétrica da prótese (Blohmke, 1994).
- Unidade Elétrica de Rotação: é o sistema encarregado da prono-supinação. Faz também as conexões mecânica e elétrica entre a mão e o punho (Blohmke, 1994).
- Anel para Laminação: é o componente responsável pela união da mão ao encaixe da prótese de antebraço (Blohmke, 1994).
- Jogo de Acoplamento: é o bloqueador do punho automático dentro do anel de laminação, além de incorporador do conector coaxial, descrito a seguir (Blohmke, 1994).

O punho desta prótese, com todos seus componentes, pode ser visualizado na figura 2.14.

Figura 2.14: Punho da prótese de mão mioelétrica (foto do autor).

- Conector coaxial: é o responsável pela conexão elétrica entre a mão e os demais componentes (Blohmke, 1994).
- Micro-Chave de Acionamento: é um elemento intermediário entre o encaixe interno, a ser descrito, e a Unidade Elétrica de Rotação (Blohmke, 1994).
- Unidade de Quatro Canais: é um processador de múltipla função, para o controle simultâneo da prono-supinação e da mão mioelétrica. O

acionamento da Unidade Elétrica de Rotação pode ser feito por ela ou pela Micro-Chave de Acionamento, de forma que estes dois últimos componentes citados possuem as mesmas funções (Blohmke, 1994).

- Encaixe Interno, também conhecido como Soquete: é o componente responsável pela fixação da prótese ao coto, ficando em contato com ele e devendo ser nele bem ajustado. A figura 2.15 ilustra este encaixe, sendo que na mesma também pode ser visto um dos eletrodos da prótese.

Figura 2.15: Encaixe interno, ou soquete, da prótese, com a exposição de um de seus eletrodos (foto do autor).

- Encaixe Externo: é parte mais visível da prótese, ao lado de parte do encaixe interno, da mão e do acumulador. É o responsável por cobrir os eletrodos e cabos, que ficam entre ele e o encaixe interno. Além disto, é nele que é fixada a bateria (Blohmke, 1994). Pode ser visto na figura 2.13.
- Trava: sistema que, colocado no interior da mão, permite o travamento, ou interrupção, da mesma em qualquer posição (o travamento ocorre quando os dedos da mão ficam fixos, independentemente do recebimento de estímulos mioelétricos ou não). Também existem travas para o cotovelo e para o punho, embora a de cotovelo não seja aplicável

à prótese descrita em particular. Ela deve ser habilitada e desabilitada pelo usuário da prótese – normalmente isto ocorre através do aperto de um botão existente na prótese de mão. Este sistema é muito útil para os usuários, em especial quando eles desejam carregar algo com a prótese por um tempo considerável sem precisar se concentrar muito neste carregamento nem precisar fazer esforços musculares (ou seja, “esquecendo” que estão carregando algo, como ocorre com as pessoas não amputadas).

- Parafusos: Fixadores dos componentes das próteses entre si. Dois deles podem ser visualizados na figura 2.8 e um deles na figura 2.13.

2.5.2 Prótese Ativa para Desarticulação de Cotovelo

Trata-se de uma prótese sem fonte alguma de energia externa, devendo ser comandada totalmente por seu usuário através de tirantes. Seu aspecto é similar ao exposto na figura 2.7, a menos do nível de amputação (a prótese da figura é para cotos curtos de antebraço).

Seus componentes são os seguintes:

- Mão ativa de dois tiros: trata-se de um tipo de prótese de mão em que tanto a abertura como o fechamento são ativos, controlados através de um cabo de tração (Blohmke, 1994). Ela é revestida pela mão interna e pela luva cosmética para ficar com uma aparência mais próxima da humana.

Um exemplo de uma mão ativa, que pode ser de um ou dois tiros - pode ser vista na figura 2.16. O exemplo da figura é uma mão de um tiro, que tem a característica de ter ou a abertura ou o fechamento automático.

Figura 2.16: Mão de uma prótese ativa (foto do autor).

- Tirante triplo: é o sistema que permite que movimentos do ombro do paciente sejam transferidos à prótese. São tirantes com comprimento ajustável (Blohmke, 1994). Há vários tipos de sistemas de suspensão através de tirantes possíveis (Boccolini, 2000). Um exemplo, com o sistema de tirante triplo, pode ser visto na figura 2.17.

Figura 2.17: Tirante triplo para próteses ativas (Blohmke, 1994).

Uma ilustração dos cabos, que são ligados aos tirantes e transmitem movimentos à mão e ao cotovelo da prótese, está na figura 2.18 (esta figura mostra o conjunto de cabos para próteses com cotos até o cotovelo).

Figura 2.18: Cabos de próteses ativas (Boccolini, 2000).

- Adaptador Roscado: é o componente que une a mão ao punho da prótese, abaixo descrito (Blohmke, 1994).
- Punho: é o sistema que une a prótese da mão à prótese de antebraço, possibilitando um movimento angular da mão em torno de seu próprio eixo e composto de uma trava (Blohmke, 1994).
- Articulação: é um componente do cotovelo com trava automática, que também possui o encaixe de contato e a trava. A articulação tem a função de possibilitar a rotação da prótese de cotovelo, presente na prótese mencionada (Blohmke, 1994).
- Encaixe de contato: componente do cotovelo com trava automática, tem a função de unir a prótese ao coto (Blohmke, 1994).
- Prótese de Antebraço: como o coto não possui parte alguma do antebraço, este possui uma prótese completa do mesmo, fixa ao cotovelo através da articulação mencionada. Portanto, pode ser considerado como um componente que não depende das formas do coto de cotovelo (o encaixe desta prótese está no seu cotovelo).

Além destes componentes mencionados, esta prótese contém os seguintes, já descritos: luva cosmética, mão interna e parafusos.

2.5.3 Prótese Híbrida para Amputação de Braço

Trata-se de uma prótese comum para amputação de braço, e, como contém tanto componentes da prótese ativa como componentes da prótese mioelétrica, todos os seus já foram mencionados. São eles: luva cosmética, mão elétrica, mão interna, carregador, acumulador, eletrodos, cabos para eletrodos, jogo de acoplamento, anel para laminação, conector coaxial, tirantes, cotovelo com trava automática, encaixe interno, encaixe externo, trava, parafusos e prótese de antebraço.

2.6 Outros Tipos de Próteses ou Componentes

Além das mãos, há outros tipos de aparelhos terminais possíveis. O campo de estudo das próteses de membros superiores é muito complexo devido também à variedade dos seus componentes. Os aparelhos terminais, que funcionam como um terminal do braço, podem ser mãos estéticas, mãos recreacionais ou para o esporte, ganchos ou mãos capazes de abrir e fechar compartimentos sob o controle do paciente,

além de unidades extremamente especializadas utilizadas em determinados trabalhos (Hruczkowski; Scott; Calwell, 1988).

A opção pelo uso de gancho ou mão como terminal da prótese é pessoal e depende da adaptação de cada paciente.

Existe um projeto de prótese que faz parte do TIDE (*Technology Initiative for Disabled and Elderly People*), uma iniciativa da Comunidade Européia para auxílio a pessoas deficientes e idosas, que é uma prótese de mão compacta, inteligente e com dois graus de liberdade, conhecida como MARCUS (*Manipulation and Reaction Control under User Supervision*) (Kyberd et. al, 1995).

A mão MARCUS (esta prótese está atualmente em nível de pesquisa, não sendo disponível comercialmente), resumidamente, possui o princípio de ser uma mão com dois graus de liberdade e com o controle desenvolvido de uma maneira hierárquica que permita que seus graus de liberdade sejam controlados com uma pequena intervenção do seu usuário, o que é fundamental, pois uma prótese com uso complicado tende a possuir baixa aceitação por exigir alta concentração para sua utilização. Um dos graus de liberdade é ligado ao movimento do polegar da mão e o outro é relativo ao movimento dos dedos restantes (Kyberd et. al, 1995).

Uma outra prótese que merece destaque é a Mão de Southampton (prótese em nível de pesquisa), que é uma prótese de mão mioelétrica e hierarquicamente controlada, existente há várias décadas (esta mão já passou por vários estágios e várias gerações – a primeira Mão de Southampton data de 1969) e cuja concepção tem sido cada vez mais aprimorada por pesquisadores da Universidade de Southampton, na Inglaterra, dentre os quais se pode destacar o Dr. Paul H. Chappell (Kyberd; Chappell, 1995); (Kyberd et al., 2001); (Southampton Hand, 2003).

Esta mão faz uso de sensores e microprocessadores que têm o intuito de auxiliar o agarramento de objetos por parte da prótese e dar um *feedback* (retorno) ao seu usuário – seu sistema de sensores tem a função, por exemplo, de garantir que o objeto segurado pela prótese da mão não escorregue dela. Estes sensores fazem parte de um sistema que tem o objetivo de maximizar a área de contato da mão com o objeto agarrado e, com isto, minimizar a força necessária de contato entre os mesmos. O esforço muscular que esta mão demanda do seu usuário, devido à sua concepção, tende a ser menor que o demandado pelas próteses atualmente disponíveis no mercado. Isto é, o uso desta prótese por um tempo considerável cansa menos o usuário que o uso das próteses atuais por

período semelhante. Uma fotografia de uma das mais recentes gerações da Mão de Southampton pode ser vista na figura 2.19 (Kyberd; Chappell, 1995); (Kyberd et al., 2001); (Southampton Hand, 2003).

Estava sendo desenvolvido em 1998, pelo então estudante de *PhD* Colin Light, um projeto que também precisa ser citado: trata-se de uma mão baseada na filosofia da mão de Southampton, sendo que no seu projeto o polegar é capaz de se mover em duas direções e os outros quatro dedos se movem independentemente dos outros. O controle desta mão é mioelétrico. Este trabalho contava com a supervisão do Dr. Paul H. Chappell, já mencionado, e com a colaboração do Dr. Peter Kyberd, que é um importante especialista em próteses de mão, um dos principais responsáveis pelo projeto da mão MARCUS (Kyberd et. al., 1995), já citada, e também uma pessoa que já contribuiu com pesquisas para a Mão de Southampton. O Dr. Peter Kyberd trabalha na Universidade de Oxford, na Inglaterra (Seddon, 1998).

Figura 2.19: Uma das Gerações da Mão de Southampton (Southampton Hand, 2003).

Vale lembrar mais um importante trabalho do Dr. Peter Kyberd: o *Oxford Orthopaedic Engineering Centre*, do qual ele faz parte, está desenvolvendo um projeto de prótese de mão com um controle adaptativo para muitas das funções da mão baseado num microprocessador. Este projeto também pretende facilitar o comando da prótese, para que esta se aproxime cada vez mais da mão humana. O nome da prótese é *Leverhume Oxford Southampton Hand* (Oxford Orthopaedic Engineering Centre, 2003).

Por ultimo, é muito importante que se mencione a Mão de São Carlos, projeto desenvolvido pelo Dr. Fransérgio Leite da Cunha, da Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo (EESC – USP). Trata-se de uma prótese de mão antropomórfica (que se assemelha à mão humana) e eficiente de grande potencial, composta de um sistema particular de sensores que tem o intuito de proporcionar uma retroalimentação satisfatória ao seu usuário. É um projeto novo, que pretende oferecer ao seu usuário uma melhor qualidade de vida e possui vantagens de eficiência em relação a outras próteses que com ele foram comparadas. Em 2002, já se possuía um protótipo do mecanismo do dedo desta mão com os sensores acoplados. Em 2003, este projeto estava em fase inicial de confecção de protótipos. Há uma ilustração do seu futuro protótipo na figura 2.20 deste trabalho (Cunha, 2002).

Outros tipos de próteses e componentes são mencionados no Apêndice I deste trabalho.

Figura 2.20: Esquema de Montagem da Mão de São Carlos (Cunha, 2002).

3. ANÁLISE DO VALOR

Como a metodologia de Análise do Valor é utilizada amplamente no trabalho, cabe uma consideração mais detalhada a respeito deste assunto e com respeito à forma de que esta metodologia foi utilizada, consideração esta que está neste capítulo.

3.1 Definição e Difusão

Uma possível definição deste método é a seguinte: Análise do Valor é a metodologia que “consiste basicamente em identificar as funções de determinado produto, avaliá-las e finalmente propor uma forma alternativa de desempenhá-las de maneira mais conveniente que a conhecida” (Csillag, 1995, p. 25).

Desta forma, a Análise do Valor procura olhar para um produto do ponto de vista das funções que este executa, ou seja, cada produto passa a ser definido pelas funções que pode executar. Este acaba sendo o primeiro passo para que possam ser desenvolvidos produtos que desempenhem as mesmas funções do produto inicialmente analisado a um custo menor, o que decorre da própria definição da metodologia, mencionada acima. Em outras palavras, ela procura resgatar a necessidade que o produto deveria atender esquecendo o produto atual, ao perguntar se alguma outra solução pode atender aos requisitos necessários de uma forma melhor ou mais econômica que a atual.

Na verdade, este método parte do pressuposto de que o usuário de um produto só o utiliza porque este desempenha determinadas funções; portanto, se houver algum outro produto, que pode ser totalmente diferente deste primeiro, que executar estas mesmas funções e tiver um custo menor, ele poderá substituir o outro completamente, mesmo eventualmente tendo um conceito muito diferente do anterior.

Esta metodologia utiliza quatro componentes básicos: a abordagem funcional, através da qual os produtos são subdivididos em componentes ou subsistemas, que têm a sua função analisada e determinada; o uso da criatividade e de técnicas de geração de idéias, para que possam surgir novas e melhores soluções para o problema estudado; esforço multidisciplinar, para que especialistas de diferentes áreas possam contribuir com o processo de desenvolvimento e melhoria de produtos; e o reconhecimento e contorno dos bloqueios mentais, para que novas soluções possam ser analisadas e melhor aceitas (Csillag, 1995).

As técnicas desta metodologia se consolidaram nos EUA, entre 1947 e 1952, graças aos trabalhos de Lawrence D. Miles. De fato, a Análise do Valor se encontra mais difundida nos EUA (país pioneiro no seu uso) que em qualquer outro país, embora já seja bem difundida pelo mundo. Atualmente este método, que em geral é bem sucedido e pode originar consideráveis reduções de custos, encontra aplicação em países como Canadá, Alemanha, Áustria, Bélgica, Espanha, França, Holanda, Hungria, Inglaterra, Itália, Suíça, África do Sul, Índia, Japão, China e Brasil, sendo que em alguns destes casos há aplicações em indústrias que datam da década de 60 (Csillag, 1995).

3.2 Conceito de Função

Função é um conceito fundamental na Análise do Valor. Uma possível definição seria “a finalidade ou motivo da existência de um determinado item ou parte de um item” (Csillag, 1995, p. 60).

Como esta metodologia está totalmente ligada à abordagem funcional dos produtos, este conceito é muito importante, além da forma através da qual as funções devem ser definidas: para que haja uma maior eficiência na abordagem mencionada, as funções devem ser definidas apenas por um verbo, representante da ação desempenhada pelo componente estudado, e um substantivo, que é o objeto que recebe a ação correspondente ao verbo. Caso não se consiga estipular todas as funções desta forma, será necessária uma maior compreensão do produto e de suas funções para que isto ocorra (Csillag, 1995).

Uma outra importante questão relativa a este método é que a definição das funções deve ser a menos restritiva possível, de forma que esta já não indique possíveis soluções “viciadas” para ela em sua própria definição. Um exemplo possível: ao invés de se estipular a função “parafusar espelho”, seria mais indicada a utilização da função “fixar espelho”, porque não necessariamente a melhor solução possível seja um parafuso fixar este espelho. Este pode ser fixado de alguma outra forma, eventualmente melhor para o caso, e o surgimento de idéias relativas a esta outra forma poderia ser inibido pela definição restritiva da função relativa ao caso (Csillag, 1995); (Massarani, 2000).

Um outro ponto a ser ressaltado é que esta fase, a de atribuição de funções aos componentes dos produtos, normalmente proporciona um entendimento maior do produto em relação ao que havia antes da análise (Massarani, 2000).

3.3 Classificação das Funções

Cada uma das funções obtidas para os produtos deve ser classificada de três formas, conforme as opções descritas abaixo:

- Funções primárias ou secundárias: a função primária é aquela que é a razão da existência do item ou produto, sendo que um produto geralmente só possui uma, eventualmente duas – é a principal razão para o produto ser comprado e utilizado. Todas as outras funções são secundárias (Massarani, 2000).
- Funções de uso ou de estima: a função de uso é aquela que possibilita o funcionamento do produto e é caracterizada por verbos e substantivos mensuráveis; a função de estima é mais subjetiva, sendo mais ligada à vontade do usuário em ter o produto ou a impressão que este tem em relação ao produto. Prover conforto e prover estética são exemplos de funções de estima (Massarani, 2000).
- Funções relevantes, irrelevantes ou indesejáveis: esta classificação é particularmente importante para o desenvolvimento de produtos, pois é totalmente focada nas impressões do cliente final sobre o produto. Função relevante é aquela que é percebida e desejada pelo usuário final do produto, ou seja, aquela que estimula o usuário final a utilizar o produto. As funções irrelevantes são aquelas às quais o usuário final é indiferente e que dão suporte à execução das funções relevantes, sendo ligadas à particular solução adotada no caso para o produto. Ou seja, estas funções podem ser retiradas quando da modificação de um produto, se este continuar sendo capaz de executar suas funções relevantes de alguma outra forma - esta outra forma certamente gerará um conjunto de funções irrelevantes diferente do adotado anteriormente. As funções indesejáveis têm o sentido oposto das relevantes, ou seja, são aquelas que o usuário percebe e não deseja no produto. Logicamente, as funções relevantes devem ser otimizadas da melhor da maneira possível, e a preocupação com a minimização das funções indesejáveis deve ser constante (Massarani, 2000).

3.4 Metodologia Aplicada

A seqüência de atividades ligadas à Análise do Valor e utilizadas no trabalho foi a seguinte (Miles, 1972):

- Escolha do produto a ser estudado: partiu-se de um produto existente no mercado que tivesse uma importante implicação social e pelo qual havia interesse – no caso, próteses de membros superiores.
- Separação do produto em componentes: os produtos estudados foram divididos em subsistemas, que poderiam ou não chegar ao nível dos componentes individuais, dependendo da necessidade e da conveniência na análise. Se for necessário que se chegue ao nível dos parafusos, por exemplo, isto deve ser feito neste momento.
- Análise e obtenção das funções de cada componente: nesta fase, cada componente listado na fase anterior foi analisado e teve suas funções listadas, seguindo as especificações contidas no item 3.2. Um componente pode exercer várias funções ao mesmo tempo, e a mesma função pode ser executada por vários componentes simultaneamente.
- Classificação das funções: neste momento, as funções foram separadas para que todas as funções ficassem diferentes entre si e foram classificadas conforme o item 3.3. Um importante fato a ser mencionado é que neste momento já não há mais ligação entre o produto inicialmente estudado e as funções que este executa, sendo que os componentes antes analisados já devem estar totalmente fora da análise neste momento. A retirada dos componentes neste momento tem o intuito de não viciar uma possível nova solução para o problema estudado.
- Especificação das funções relevantes e indesejáveis: Neste momento, as funções relevantes e indesejáveis foram especificadas, de acordo com os requisitos dos usuários finais. Também pode ser inserida alguma função neste momento que se perceba relevante e não era executada pelo produto inicialmente analisado. Este fato certamente contribuirá para que o produto resultante fique, cada vez mais, superior ao produto inicial.

- Busca de novas soluções para a satisfação das funções especificadas: com as funções devidamente especificadas, deve-se procurar obter soluções para a satisfação das mesmas. Há um número considerável de técnicas de geração de idéias, sendo que uma ou várias destas podem ser importantes nesta fase para que se obtenham soluções inovadoras.
- Análise das soluções obtidas, do ponto de vista funcional e de custo: uma análise, inicialmente funcional, para que se conclua se o produto obtido poderá satisfazer os objetivos a que foi proposto ou não, e posteriormente de custos, deve ser feita neste momento, para se verificar a viabilidade da execução deste produto ou não.

Dentre as principais técnicas de geração de idéias estão as seguintes: há as técnicas de associação forçada individual, como a técnica do catálogo, a técnica do objeto escolhido e a técnica de listagens; há também procedimentos de associação forçada em grupo, como a técnica do encaixe forçado e a técnica da análise de estímulos; dentre os procedimentos individuais de associação livre, há a técnica da associação livre, a técnica dos estímulos não lógicos, a técnica de listar atributos e a técnica da lista de verificação; finalmente, dentre os procedimentos grupais de associação livre, estão o *brainstorming* e o *brainwriting*. Também há procedimentos de uma complexidade maior: dentre os individuais, há a análise morfológica e o pensamento lateral; nos casos de trabalho em grupo, há a sinética, a sinética visual e a dispersão de nuvens (Csillag, 1995).

Neste trabalho, utilizou-se do *brainstorming* (tempestade de idéias), que talvez seja a técnica mais utilizada dentre todas as citadas (Csillag, 1995). Ela foi utilizada por ser uma técnica que está entre as mais simples e mais eficientes dentre as disponíveis. Mais detalhes sobre este método e sua aplicação se encontram nos capítulos 4 e 5 deste trabalho.

Um fato a ser lembrado é que mais detalhes dos itens citados acima estão no capítulo 4 deste trabalho, em que é descrita a metodologia de projeto proposta, e esta metodologia, como já mencionado, utiliza muito a Análise do Valor e conseqüentemente os tópicos descritos acima.

A Análise do Valor não foi aplicada em toda a sua extensão neste trabalho, pois este está concentrado na fase de concepção e melhoria de produtos, ainda numa fase anterior à análise dos custos envolvidos para a fabricação dos mesmos.

Para uma aplicação mais completa deste método, um estudo aprofundado de custos envolvidos de fabricação se tornaria necessário após a devida análise funcional e obtenção de novas propostas para o produto estudado. Como este trabalho está focado ainda na fase de concepção e análise no desenvolvimento de produtos, com um claro enfoque no aspecto funcional dos mesmos, os custos não foram analisados, para que possíveis novas soluções para o problema estudado não deixassem de surgir devido a esta limitação. Ou seja, no caso do produto estudado, a questão funcional teve prioridade absoluta na geração de idéias em relação à questão dos custos envolvidos, devido à aplicação do mesmo e à motivação mencionada no capítulo 1 deste trabalho.

Portanto, a análise de custos, que completaria o uso deste método, deve ser feita imediatamente após as fases da metodologia proposta, descritas no capítulo 4, que foram desenvolvidas no caso aplicado da mesma, descrito neste trabalho - a descrição da aplicação se encontra no capítulo 5.

A metodologia proposta neste trabalho, descrita no capítulo 4 do mesmo conforme mencionado, só faz menção a custos em sua décima etapa (item 4.10 deste trabalho), que não foi atingido na aplicação da mesma, descrita no capítulo 5 - a aplicação neste caso chegou ao oitavo passo do método, passo este descrito no tópico 4.8 do trabalho.

4. METODOLOGIA PROPOSTA PARA PROJETO DE PRODUTOS QUE UTILIZA ANÁLISE DO VALOR

Este trabalho propõe uma metodologia de projeto de produtos que combina diferentes e consagrados métodos de trabalho, tais como Análise do Valor e entrevistas com usuários potenciais do produto, quando este vai ser completamente desenvolvido, e com usuários do produto, quando este já é existente e vai se procurar melhorá-lo. Este método, portanto, pode ser utilizado tanto para o desenvolvimento como para a melhoria de produtos já existentes. Um outro ponto muito importante é que esta metodologia tem como principal objetivo atender o usuário final do produto da melhor forma possível, do ponto de vista funcional. Questões relativas a custo e conveniência de lançamento, por exemplo, são deixadas de lado nos primeiros passos do método para que não inibam o surgimento de soluções inovadoras e eventualmente melhores que as existentes. Os itens de 1 a 5 do método são resultantes da aplicação da metodologia da Análise do Valor, descrita no capítulo anterior.

Os passos da metodologia proposta estão descritos no fluxograma exposto na figura 4.1.

Figura 4.1: Fluxograma que ilustra a Metodologia de Projeto proposta no trabalho.

Maiores explicações de cada uma das fases estão nos itens seguintes deste capítulo (4.1 a 4.10).

4.1 Seleção do Produto

Esta fase tem o intuito de definir o escopo do trabalho a ser realizado e o produto a ser estudado. Deve ser selecionado o produto a ser melhorado, no caso de um produto existente.

4.2 Divisão do Produto em Componentes

Neste tópico, deve-se subdividir o produto em componentes e obter as funções que cada um executa, no caso de um produto já existente; no caso de um desenvolvimento completo, é necessária a definição das funções que o produto a ser desenvolvido deve desempenhar.

O objetivo é, através de estudos e análise, conhecer-se melhor o produto a ser melhorado ou começar a definição dos requisitos do produto a ser desenvolvido. As funções, conforme mencionado no capítulo 3, devem ser descritas com um verbo e um substantivo, de forma que se procure padronizar a nomenclatura das mesmas. Neste momento, pode-se perceber que diferentes componentes do produto podem estar realizando as mesmas funções.

4.3 Classificação das Funções

Neste momento, cada uma das funções obtidas no item anterior deve ser classificada conforme os critérios da Análise do Valor, descritos no capítulo 3: como primária ou secundária; de uso ou de estima; relevante, irrelevante ou indesejável. Neste momento, os componentes do produto inicialmente estudado, quando este for o caso, já devem ser retirados da análise, só sendo mantidas suas funções, de forma que o produto anterior tenha a menor influência possível sobre as novas soluções - ele poderia inibir o surgimento de idéias inovadoras, relativas à nova solução a ser desenvolvida, para a solução dos mesmos problemas que ele procura resolver.

4.4 Compactação das Funções

As funções repetidas devem ser retiradas de forma que só fique uma de cada e que todas as funções restantes sejam diferentes entre si. Neste momento, não há mais vínculo entre o produto inicialmente estudado e as funções que ele executa, o que, como já mencionado, é um positivo fator para o surgimento de soluções inovadoras e eventualmente melhores ou mais simples para o problema estudado. Deve, neste ponto

do trabalho, também estar bem definida qual é a função primária do produto, lembrando-se que um produto normalmente deve ter apenas uma função primária, no máximo duas.

4.5 Separação e Especificação das Funções Relevantes e Indesejáveis

Este é um ponto chave do trabalho – especificar as funções relevantes e indesejáveis (obtidas no tópico 4.4), que são as que realmente interessam ao usuário final do produto e são percebidas por ele, da forma mais quantitativa possível, de forma que fiquem definidas da melhor maneira. Isto é freqüentemente muito difícil de se realizar, devido a algumas das funções relevantes normalmente serem subjetivas e de difícil especificação precisa. Muitas vezes pode ser mais aplicável se procurar especificar estas funções diretamente no próximo passo do método.

4.6 Consulta a Usuários Potenciais do Produto

A consulta a potenciais usuários do produto, neste momento do trabalho, é muito importante, pois irá embasar e credibilizar a escolha das funções relevantes e indesejáveis, bem como a das suas especificações. Somente os usuários finais dos produtos poderão opinar se as funções anteriormente consideradas como relevantes são realmente relevantes, se há mais funções relevantes que não foram mencionadas anteriormente, e, finalmente, se as especificações assumidas para estas funções estão corretas ou não. De acordo com a opinião dos entrevistados, pode-se corrigi-las ou não, caso necessário. Eventualmente eles podem até auxiliar na obtenção destas especificações, nos casos em que estas não tiverem sido obtidas no tópico anterior (item 4.5 do trabalho).

As especificações que se deseja obter neste passo são as especificações de projeto (ou lista de requerimentos), ligadas às necessidades e desejos dos potenciais usuários do produto (Pahl; Beitz, 1995). Não é o objetivo aqui a obtenção de especificações de possíveis configurações do produto, até porque não foram obtidas até agora nem possíveis concepções do mesmo – a obtenção destas é o próximo passo da metodologia.

Obviamente, quanto maior o número de pessoas entrevistadas, melhor, pois o subsídio às especificações obtidas fica cada vez maior. Recomenda-se não entrevistar apenas uma pessoa, para que se possam comparar opiniões e desejos de diferentes usuários relativamente ao produto. Se este já for existente e o estudo é para se melhorá-

lo, é fundamental que se entrevistem usuários deste produto, e não somente potenciais usuários, pois os primeiros são os que certamente melhor podem dizer sobre os problemas do produto que utilizam com frequência.

É importante se ressaltar que, caso seja possível que se contatem os usuários já a partir do item 2 desta metodologia (tópico 4.2), tanto melhor, de forma que desde o início do trabalho as opiniões e impressões dos usuários finais passariam a ser utilizadas.

Com relação às entrevistas, por uma questão de ética, é importante que os usuários, que são os voluntários a serem entrevistados, estejam sempre cientes de que os dados e impressões fornecidas por eles serão utilizados em uma pesquisa como esta – é recomendável que haja algum documento que comprove este fato. Este documento, obviamente, não deverá ter nenhuma implicação sobre o usuário, além da autorização já mencionada ao uso das informações por ele fornecidas. O voluntário também não deverá ser responsabilizado de forma alguma pelas conseqüências do trabalho, positivas ou negativas. Afinal, ele só emitirá opiniões particulares na entrevista. A decisão sobre o uso destas ou não e as conclusões sobre as opiniões emitidas cabem ao autor do trabalho no caso.

Um outro ponto a ser ressaltado com relação às entrevistas é o seguinte: é recomendável que o autor do trabalho tenha um roteiro de entrevista preparado, o mais objetivo possível, com uma constante preocupação com que as questões objetivem a uma quantificação na especificação das funções, para que estas não fiquem vagas ou muito subjetivas. Isto se deve ao fato de que muitas vezes as opiniões das pessoas em geral são subjetivas, e, quanto mais vagas sejam as respostas neste momento, mais difícil será que se especifiquem as funções relevantes e indesejáveis de uma forma mais exata e possível de ser fabricada (em outras palavras, de uma forma mais mensurável).

4.7 Obtenção de Possíveis Soluções para o Problema

Baseando-se nas especificações obtidas no item anterior, neste tópico podem ser sugeridas soluções candidatas, que atenderiam ao maior número possível das especificações desejadas, ou, quando isto está particularmente complicado, pode-se fazer uso de métodos consagrados de geração de idéias, como o *brainstorming*, para a obtenção destas sugestões.

O *brainstorming* é uma metodologia comum e poderosa para geração de idéias, proposta por Alex Osborn em 1930, em que um grupo, neste caso voluntário, se reúne e

dá idéias a respeito de um determinado assunto. Quanto mais bem definido o assunto, melhor tende a ser o rendimento do método. É importante se ressaltar que as idéias surgidas no *brainstorming* normalmente não são definitivas, devendo ser analisadas e avaliadas futuramente. Uma importante vantagem deste método é que muitas vezes a idéia de um auxilia a criatividade de outro membro, e desta forma, com uma eficiente combinação das idéias, pode-se obter uma solução inovadora para o problema estudado (Csillag, 1995); (Kaminski, 2000).

Um outro fator muito relevante a ser mencionado é que o grupo deve ser o mais homogêneo possível, sem pessoas de destaque no assunto a ser avaliado. Esta pessoa, mesmo sem querer, pode acabar inibindo os outros membros, que não exporiam todas suas idéias com receio de que sejam mal vistas aos olhos do especialista. Este assunto toca no ponto básico da metodologia: em um *brainstorming*, há a necessidade absoluta da ausência total de críticas ou comentários por parte dos membros do grupo - isto também pode inibir o surgimento de idéias. O grupo deve ser coordenado por um mediador, que anota e orienta as idéias de acordo com o desenvolvimento do *brainstorming* (Kaminski, 2000).

Dois princípios básicos norteiam este método: o primeiro, já mencionado, é o da suspensão do julgamento, e o segundo, o de que a quantidade gera qualidade. Ou seja, quanto maior o número de idéias geradas, maior a possibilidade de que surja uma idéia inovadora e maior a possibilidade de que surja uma boa solução resultante do maior número de associações entre as idéias obtidas. As idéias mais desejadas neste método são as que aparentemente possuem uma grande distância das soluções do problema proposto, justamente por estas normalmente serem inovadoras. Se estas idéias são ou não boas, isto será avaliado posteriormente, de forma que este tipo de idéia aparentemente distante das soluções do problema é muito desejado nesta fase do processo (Csillag, 1995).

Um importante fator, ligado ao que já foi mencionado, é que este *brainstorming* não deve ter a presença de especialistas do produto original estudado, bem como nenhum exemplar deste produto deve ser levado ao evento, pois este certamente induziria soluções e idéias próximas a ele e atrapalharia o surgimento de soluções mais inovadoras.

Assim como no caso das entrevistas, os participantes do *brainstorming* devem estar cientes de que sua participação no evento contribuirá com um trabalho como este, sendo que também é recomendável que haja um documento que comprove este fato.

4.8 Análise das Soluções Obtidas e Proposta de Soluções Efetivas para o Problema

Esta fase é crucial para o êxito do trabalho. É neste momento que começam a ficar mais concretas as novas, e eventualmente melhores, soluções para o problema estudado. As soluções devem ser definidas nesta fase da forma mais detalhada possível, o que será útil para os passos seguintes da metodologia.

Aqui devem ser expostas e analisadas todas as sugestões já feitas e observadas no processo, não necessariamente apenas as obtidas na fase anterior (podem ser inseridas novas sugestões nesta fase), e após isto deve ser feita primeiramente uma análise de exeqüibilidade física das sugestões (análise da capacidade de execução prática das mesmas). Depois desta primeira avaliação, uma análise mais detalhada das soluções que passarem por este processo precisa ser executada para que se obtenham propostas efetivas de configurações do produto. Esta segunda análise, que tem o objetivo de comparar e eventualmente mesclar as sugestões obtidas para se chegue às melhores (ou potencialmente melhores), pode ser feita, por exemplo, através de uma matriz de decisão ou da Técnica FIRE (Csillag, 1995), técnica esta que será explicada no capítulo 5 deste trabalho. Na matriz de decisão são atribuídas notas às soluções obtidas em cada um dos requisitos específicos do projeto – é atribuído um peso a cada um dos mesmos proporcional à sua importância. O objetivo é que as propostas que forem utilizadas na fase posterior já tenham passado por uma avaliação prévia. (Kaminski, 2000).

Uma outra técnica de seleção e avaliação de idéias e soluções, que pode ser utilizada e é muito ligada à abordagem desta metodologia, é a Técnica da Estimativa Direta da Magnitude, utilizando a relação de importância (Csillag, 1995). Uma pergunta que deve ser constantemente feita durante a seleção das melhores soluções neste método, devido ao seu enfoque no usuário final, é: “sem considerar custos ou dificuldade de implantação, quão boa é esta idéia em termos do critério ... com relação às demais?” (Csillag, 1995, p. 164).

4.9 Consulta a Usuários para Análise das Soluções Propostas

É muito importante que os usuários, preferencialmente os que já foram entrevistados anteriormente, dêem suas opiniões sobre as soluções encontradas para os problemas, mesmo que estas ainda estejam em fase de concepção e não tenham saído do papel. Nesta fase, as soluções ainda podem ser facilmente alteradas de acordo com a opinião dos usuários. No caso da análise da fase anterior ter contado com uma matriz de decisão, por exemplo, é necessário que os usuários entrevistados tenham acesso a ela para concluírem se concordam ou não com os pesos e notas dos critérios adotados na matriz, ou seja, conseqüentemente se concordam ou não com a ordem do ranking das soluções obtido com a matriz.

4.10 Obtenção das Melhores Soluções e Especificação das Mesmas

Nesta fase, a solução considerada pelos usuários como a melhor, ou eventualmente as duas melhores, devem ser detalhadamente especificadas e ter seu protótipo construído, para que algum usuário voluntário, previamente acertado e definido, teste o produto e forneça impressões mais concretas sobre o mesmo - se mais de um usuário aceitar testar o produto e isto for possível, melhor. Esta é a fase em que devem ocorrer as especificações do produto (Pahl; Beitz, 1995) – neste momento, as soluções que virão a ter seu protótipo construído precisam ser especificadas da forma mais detalhada possível, para que possam vir a ser fabricadas de uma forma eficiente.

Nesta fase, passa a ser importante uma análise mais detalhada dos custos envolvidos, para que este seja sempre minimizado quando for possível se escolher entre diferentes soluções para o mesmo problema – aspectos de manutenção do produto também precisam ser considerados nesta fase do projeto. Baseando-se nas impressões dos usuários que fizeram o teste, pode-se melhorar ainda mais o produto, e, caso se comprove que ele é viável, do ponto de vista funcional, atendendo a mais requisitos do usuário que as soluções atuais, deve-se avaliar neste momento a possibilidade de lançamento deste produto no mercado.

Por último, é fundamental que cada uma das fases esteja bem definida para que se inicie a fase seguinte e o resultado da metodologia seja satisfatório.

5. APLICAÇÃO DA METODOLOGIA PROPOSTA A PRÓTESES DE MEMBROS SUPERIORES

O produto a ser escolhido para a aplicação da metodologia proposta no capítulo anterior foi na verdade o produto que motivou a existência deste trabalho, devido ao seu importante fator social, já mencionado no capítulo 1 deste trabalho: prótese de membros superiores.

Neste capítulo, serão descritos os passos da metodologia sugerida no capítulo anterior desenvolvidos no trabalho, que até o momento foram os passos de 1 a 7 (vide capítulo 4).

Os passos de 1 a 5 da aplicação da metodologia, equivalentes aos itens 5.1 a 5.5 deste trabalho, foram desenvolvidos pelo autor do trabalho com o auxílio do seu professor orientador. A partir do item 5.6 do trabalho, que é o passo 6 da metodologia, houve, em alguns momentos, a importante e fundamental participação de usuários de próteses de membros superiores no trabalho, que contribuíram com importantes informações e opiniões sobre as próteses. Este fato está de acordo com a metodologia descrita no capítulo 4 do trabalho: é fundamental que no item 6 do método proposto, e em alguns dos itens posteriores a este, haja a participação dos usuários do produto estudado. Antes disto, é recomendável, porém não obrigatória, a consulta a usuários a partir do item 2 da metodologia – a não participação dos usuários até o item 5 da metodologia não compromete, em si, a qualidade do trabalho. No caso estudado, optou-se por contar com a participação dos usuários a partir do item 6 da metodologia, principalmente devido à dificuldade encontrada de se contatarem usuários do produto estudado. Ou seja, a participação dos usuários de próteses de membros superiores no trabalho começou a partir do tópico 5.6 do mesmo.

5.1 Seleção do Produto a ser Estudado

Na introdução e no início deste capítulo já se discutiu a decisão pelo estudo de próteses de membros superiores.

Nesta primeira etapa foram escolhidos três tipos de próteses, que foram selecionados de forma que fossem diferentes entre si no aspecto da fonte de energia e do nível de amputação aplicado. Desta forma, procurou-se estudar uma maior variedade de próteses, e conseqüentemente de funções realizadas por cada um de seus tipos. Por isto,

optou-se pelo estudo de uma prótese de antebraço que fosse mioelétrica, de uma para desarticulação de cotovelo que fosse ativa, ou puramente mecânica, e de uma para braço que fosse híbrida. Não houve a necessidade neste momento de se restringir o estudo das próteses a algum tipo específico ou a algum nível de amputação específico.

5.2 Subdivisão dos Produtos em Componentes e Obtenção das Funções que estes Executam

Neste momento, foram analisados seus componentes (Blohmke, 1994), e foram listadas as funções que cada um destes realizava, procurando descrever cada função apenas com um verbo e um substantivo, conforme mencionado no capítulo 4. Procurou-se atribuir a cada componente não somente suas funções positivas, mas também suas funções indesejáveis, quando aplicáveis, como gerar peso e gerar calor, pois estas funções também seriam importantes para a análise realizada.

As próteses selecionadas foram as seguintes:

- Prótese Mioelétrica de Antebraço com Prono-Supinação Ativa: ilustrada na figura 2.3 e descrita no capítulo 3. Seus componentes e suas respectivas funções estão na tabela 5.1 (Blohmke, 1994).
- Prótese Ativa para Desarticulação de Cotovelo: similar à prótese descrita na figura 2.2, só que para desarticulação de cotovelo. Seus componentes e suas respectivas funções estão na tabela 5.2 (Blohmke, 1994).
- Prótese Híbrida para Amputação de Braço: conforme descrita no capítulo 3. Seus componentes e suas respectivas funções estão na tabela 5.3 (Blohmke, 1994).

Tabela 5.1: Lista de componentes e respectivas funções de uma Prótese Mioelétrica de Antebraço com Prono-Supinação Ativa (Blohmke, 1994).

Componentes	Funções
Luva Cosmética	Prover estética Prover atrito Gerar custo Gerar manutenção
Mão Elétrica	Pegar objetos Transmitir esforços Limitar movimentos Gerar peso Gerar custo Gerar manutenção
Mão Interna	Prover estética Suportar luva Gerar peso Gerar custo
Carregador	Fornecer energia Carregar acumulador Gerar custo
Acumulador de 6 V	Fornecer energia Gerar peso Gerar custo Gerar manutenção
Eletrodos	Captar movimentos Receber estímulos Controlar movimentos Gerar custo
Cabos para Eletrodos	Transmitir energia
Unidade Elétrica de Rotação	Realizar prono-supinação Conectar mão elétrica Transmitir energia Gerar peso Gerar custo
Anel para Laminação	Fixar mão Transmitir esforços Gerar custo
Jogo de Acoplamento	Bloquear punho Controlar movimentos Gerar peso Gerar custo
Conector Coaxial	Transmitir energia
Micro-Chave de Acionamento	Transmitir energia Controlar movimentos Gerar custo
Unidade de Quatro Canais	Transmitir energia Controlar movimentos Gerar custo
Encaixe Interno (Soquete)	Fornecer conforto Prover estética Fixar Prótese Fixar eletrodos Transmitir esforços

	Gerar calor Gerar peso Gerar desconforto Gerar custo Gerar manutenção
Encaixe Externo	Prover estética Transmitir esforços Fixar punho Gerar peso Gerar custo
Trava	Controlar movimentos Travar mão
Parafusos	Transmitir esforços Unir encaixes

Tabela 5.2: Lista de componentes e respectivas funções de uma Prótese Ativa para Desarticulação de Cotovelo (Blohmke, 1994).

Componentes	Funções
Luva Cosmética	Prover estética Prover atrito Gerar custo Gerar manutenção
Mão Ativa de Dois Tiros (ou Gancho Ativo)	Pegar objetos Transmitir esforços Limitar movimentos Gerar peso Gerar custo Gerar manutenção
Mão Interna	Prover estética Suportar luva Gerar peso Gerar custo
Tirante Triplo	Captar movimentos Receber estímulos Controlar movimentos Transmitir esforços Travar mão Travar cotovelo Gerar desconforto Gerar custo
Adaptador Roscado	Fixar mão Transmitir esforços
Punho	Transmitir esforços Fixar mão Controlar movimentos Gerar peso Gerar custo
Articulação (componente do Cotovelo com Trava Automática)	Transmitir esforços Fixar antebraço Controlar movimentos Limitar movimentos Gerar custo

Encaixe de Contato (componente do Cotovelo com Trava Automática) ou Soquete	Fornecer conforto Prover estética Fixar prótese Transmitir esforços Fixar tirantes Gerar peso Gerar calor Gerar desconforto Gerar custo Gerar manutenção
Trava (componente do Cotovelo com Trava Automática)	Controlar movimentos Travar cotovelo
Prótese de Antebraço	Prover estética Fixar punho Transmitir esforços Gerar peso Gerar custo
Parafusos	Transmitir esforços

Tabela 5.3: Lista de componentes e respectivas funções de uma Prótese Híbrida para Amputação de Braço (Blohmke, 1994).

Componentes	Funções
Luva Cosmética	Prover estética Prover atrito Gerar custo Gerar manutenção
Mão Elétrica	Pegar objetos Transmitir esforços Limitar movimentos Gerar peso Gerar custo Gerar manutenção
Mão Interna	Prover estética Suportar luva Gerar peso Gerar custo
Carregador	Fornecer energia Carregar acumulador Gerar custo
Acumulador de 6 V	Fornecer energia Gerar peso Gerar custo Gerar manutenção
Eletrodos	Captar movimentos Receber estímulos Controlar movimentos da mão Gerar custo
Cabos para Eletrodos	Transmitir energia
Jogo de Acoplamento (componente do Punho)	Bloquear punho Controlar movimentos Gerar peso Gerar custo Gerar manutenção
Anel para Laminação (componente do Punho)	Fixar mão Transmitir esforços Gerar custo
Conector Coaxial (componente do Punho)	Transmitir energia
Tirantes	Captar movimentos Receber estímulos Controlar movimentos do cotovelo Transmitir esforços Travar cotovelo Gerar desconforto Gerar custo
Cotovelo com Trava Automática	Prover estética Transmitir esforços Controlar movimentos Gerar peso Limitar movimentos Gerar custo
Encaixe Interno (Soquete)	Fornecer conforto Prover estética

	Fixar Prótese Fixar eletrodos Transmitir esforços Gerar peso Gerar desconforto Gerar calor Gerar custo Gerar manutenção
Encaixe Externo	Prover estética Transmitir esforços Fixar punho Gerar peso Gerar custo
Trava	Controlar movimento Travar mão
Parafusos	Transmitir esforços Unir encaixes
Prótese de Antebraço	Prover estética Fixar punho Transmitir esforços Gerar peso Gerar custo

5.3 Classificação das Funções obtidas na Fase Anterior

O passo seguinte foi o da classificação das funções nas seguintes categorias: primária ou secundária, de uso ou de estima, e relevante, irrelevante ou indesejável - esta classificação está descrita no capítulo 4. Esta classificação para cada uma das próteses está nas tabelas 5.4, 5.5 e 5.6. Neste momento, já foram retirados das tabelas, e conseqüentemente da análise, os componentes das próteses estudadas, que representam uma solução atual para se atenderem às necessidades dos usuários (não necessariamente todas as necessidades são atendidas com esta solução), sendo que esta solução também não é obrigatoriamente a única ou a melhor para cada caso.

Tabela 5.4: Classificação das Funções para a Prótese Mioelétrica de Antebraço com Prono-Supinação Ativa.

Funções	P/S (Primária / Secundária)	U/E (Uso / Estima)	R/I/IN (Relevante / Irrelevante / Indesejável)
Prover estética	S	E	R
Prover atrito	S	U	R
Gerar custo	S	-	IN
Gerar manutenção	S	-	IN
Pegar objetos	P	U	R
Transmitir esforços	S	U	I
Limitar movimentos	S	-	IN
Gerar peso	S	-	IN
Gerar custo	S	-	IN
Gerar manutenção	S	-	IN
Prover estética	S	E	R
Suportar luva	S	U	I
Gerar peso	S	-	IN
Gerar custo	S	-	IN
Fornecer energia	S	U	I
Carregar acumulador	S	U	I
Gerar custo	S	-	IN
Fornecer energia	S	U	I
Gerar peso	S	-	IN
Gerar custo	S	-	IN
Gerar manutenção	S	-	IN
Captar movimentos	S	U	R
Receber estímulos	S	U	R
Controlar movimentos	P	U	R
Gerar custo	S	-	IN
Transmitir energia	S	U	I
Realizar prono-supinação	P	U	R
Conectar mão elétrica	S	U	I
Transmitir energia	S	U	I
Gerar peso	S	-	IN
Gerar custo	S	-	IN
Fixar mão	S	U	I
Transmitir esforços	S	U	I
Gerar custo	S	-	IN
Bloquear punho	S	U	R
Controlar movimentos	P	U	R
Gerar peso	S	-	IN
Gerar custo	S	-	IN
Transmitir energia	S	U	I
Transmitir energia	S	U	I
Controlar movimentos	P	U	R
Gerar custo	S	-	IN
Transmitir energia	S	U	I
Controlar movimentos	P	U	R
Gerar custo	S	-	IN
Fornecer conforto	S	E	R
Prover estética	S	E	R
Fixar prótese	S	U	R

Fixar eletrodos	S	U	I
Transmitir esforços	S	U	I
Gerar calor	S	-	IN
Gerar peso	S	-	IN
Gerar desconforto	S	-	IN
Gerar custo	S	-	IN
Gerar manutenção	S	-	IN
Prover estética	S	E	R
Transmitir esforços	S	U	I
Fixar punho	S	U	I
Gerar peso	S	-	IN
Gerar custo	S	-	IN
Controlar movimentos	P	U	R
Travar mão	S	U	R
Transmitir esforços	S	U	I
Unir encaixes	S	U	I

Tabela 5.5: Classificação das Funções para a Prótese Ativa para Desarticulação de Cotovelo.

Funções	P/S (Primária / Secundária)	U/E (Uso / Estima)	R/I/IN (Relevante / Irrelevante / Indesejável)
Prover estética	S	E	R
Prover atrito	S	U	R
Gerar custo	S	-	IN
Gerar manutenção	S	-	IN
Pegar objetos	P	U	R
Transmitir esforços	S	U	I
Limitar movimentos	S	-	IN
Gerar peso	S	-	IN
Gerar custo	S	-	IN
Gerar manutenção	S	-	IN
Prover estética	S	E	R
Suportar luva	S	U	I
Gerar peso	S	-	IN
Gerar custo	S	-	IN
Captar movimentos	S	U	R
Receber estímulos	S	U	R
Controlar movimentos	P	U	R
Transmitir esforços	S	U	I
Travar mão	S	U	R
Travar cotovelo	S	U	R
Gerar desconforto	S	-	IN
Gerar custo	S	-	IN
Fixar mão	S	U	I
Transmitir esforços	S	U	I
Transmitir esforços	S	U	I
Fixar mão	S	U	I
Controlar movimentos	P	U	R
Gerar peso	S	-	IN
Gerar custo	S	-	IN
Transmitir esforços	S	U	R

Fixar antebraço	S	U	I
Controlar movimentos	P	U	R
Gerar peso	S	-	IN
Gerar custo	S	-	IN
Fornecer conforto	S	E	R
Prover estética	S	E	R
Fixar prótese	S	U	R
Transmitir esforços	S	U	I
Fixar tirantes	S	U	I
Gerar calor	S	-	IN
Gerar desconforto	S	-	IN
Gerar custo	S	-	IN
Gerar manutenção	S	-	IN
Controlar movimentos	P	U	R
Travar cotovelo	S	U	R
Prover estética	S	E	R
Fixar punho	S	U	I
Transmitir esforços	S	U	I
Gerar peso	S	-	IN
Gerar custo	S	-	IN
Transmitir esforços	S	U	I

Tabela 5.6: Classificação das Funções para a Prótese Híbrida para Amputação de Braço.

Funções	P/S (Primária / Secundária)	U/E (Uso / Estima)	R/I/IN (Relevante / Irrelevante / Indesejável)
Prover estética	S	E	R
Prover atrito	S	U	R
Gerar custo	S	-	IN
Gerar manutenção	S	-	IN
Pegar objetos	P	U	R
Transmitir esforços	S	U	I
Limitar movimentos	S	-	IN
Gerar peso	S	-	IN
Gerar custo	S	-	IN
Gerar manutenção	S	-	IN
Prover estética	S	E	R
Suportar luva	S	U	I
Gerar peso	S	-	IN
Gerar custo	S	-	IN
Fornecer energia	S	U	I
Carregar acumulador	S	U	I
Gerar custo	S	-	I
Fornecer energia	S	U	I
Gerar peso	S	-	IN
Gerar custo	S	-	IN
Gerar manutenção	S	-	IN
Captar movimentos	S	U	R
Receber estímulos	S	U	R
Controlar movimentos da mão	P	U	R
Gerar custo	S	-	IN
Transmitir energia	S	U	I
Bloquear punho	S	U	R
Controlar movimentos	P	U	R
Gerar peso	S	-	IN
Gerar custo	S	-	IN
Gerar manutenção	S	-	IN
Fixar mão	S	U	I
Transmitir esforços	S	U	I
Gerar custo	S	-	IN
Transmitir energia	S	U	I
Captar movimentos	S	U	R
Receber estímulos	S	U	R
Controlar movimentos do cotovelo	P	U	R
Transmitir esforços	S	U	I
Travar cotovelo	S	U	R
Gerar desconforto	S	-	IN
Gerar custo	S	-	IN
Prover estética	S	E	R
Transmitir esforços	S	U	I
Controlar movimentos	P	U	R
Gerar peso	S	-	IN
Limitar movimentos	S	-	IN

Gerar custo	S	-	IN
Fornecer conforto	S	E	R
Prover estética	S	E	R
Fixar prótese	S	U	R
Fixar eletrodos	S	U	I
Transmitir esforços	S	U	I
Gerar peso	S	-	IN
Gerar desconforto	S	-	IN
Gerar calor	S	-	IN
Gerar custo	S	-	IN
Gerar manutenção	S	-	IN
Prover estética	S	E	R
Transmitir esforços	S	U	I
Fixar punho	S	U	I
Gerar peso	S	-	IN
Gerar custo	S	-	IN
Controlar movimento	P	U	R
Travar mão	S	U	R
Transmitir esforços	S	U	R
Unir encaixes	S	U	I
Prover estética	S	E	R
Fixar punho	S	U	I
Transmitir esforços	S	U	I
Gerar peso	S	-	IN
Gerar custo	S	-	IN

5.4 Agrupamento das Funções

Como se pode observar nas tabelas 5.4, 5.5 e 5.6, foram consideradas primárias as funções ligadas ao controle de movimentos e à capacidade de pegar objetos. Optou-se por substituir neste estágio as funções primárias descritas anteriormente (pegar objetos, controlar movimentos, realizar prono-supinação) por uma que as descrevesse de uma melhor forma, para que também a prótese passasse, como praticamente todo produto, a ter apenas uma função primária, ou identificadora (razão de existência das próteses mecânicas). Desta forma, as funções classificadas como primárias foram neste momento substituídas pela função “substituir membro”.

Nesta fase, a classificação das funções em uso ou estima não era necessária para a análise realizada, e por isto ela foi retirada para a confecção das tabelas 5.7, 5.8 e 5.9. Estas apenas representam uma compactação das tabelas 5.4, 5.5 e 5.6, com apenas uma menção às funções que se repetiam, por serem executadas por mais de um componente, e com a função primária em negrito nestas tabelas, para que seja diferida das secundárias. Desta forma, só restou a coluna de classificação entre relevante, irrelevante e indesejável ao lado da de funções e da de sua numeração nestas tabelas.

As funções irrelevantes descritas representam, conforme descrito no capítulo 4, funções geradas pela particular solução adotada no caso inicialmente estudado, que não necessariamente devam estar presentes em alguma solução diferente para as mesmas necessidades.

Tabela 5.7: Classificação e Numeração das Funções para a Prótese Mioelétrica de Antebraço com Prono-Supinação Ativa.

Nº da Função	Função	R/I/IN (Relevante / Irrelevante / Indesejável)
1	Substituir membro	R
2	Prover atrito	R
3	Prover estética	R
4	Transmitir esforços	I
5	Limitar movimentos	IN
6	Gerar peso	IN
7	Suportar luva	I
8	Fornecer energia	I
9	Carregar acumulador	I
10	Captar movimentos	R
11	Receber estímulos	R
12	Conectar mão elétrica	I
13	Fixar mão	I
14	Bloquear punho	R
15	Fornecer conforto	R
16	Fixar prótese	R
17	Fixar eletrodos	I
18	Gerar calor	IN
19	Gerar desconforto	IN
20	Fixar punho	I
21	Unir encaixes	I
22	Gerar custo	IN
23	Gerar manutenção	IN

Tabela 5.8: Classificação e Numeração das Funções para a Prótese Ativa para Desarticulação de Cotovelo.

Nº da Função	Função	R/I/IN (Relevante / Irrelevante / Indesejável)
1	Substituir membro	R
2	Prover atrito	R
3	Prover estética	R
4	Transmitir esforços	I
5	Limitar movimentos	IN
6	Gerar peso	IN
7	Suportar luva	I
8	Travar mão	R
9	Travar cotovelo	R
10	Captar movimentos	R
11	Receber estímulos	R
12	Gerar desconforto	IN
13	Fixar mão	I
14	Fixar antebraço	I
15	Fornecer conforto	R
16	Fixar prótese	R
17	Fixar tirantes	I
18	Gerar calor	IN
19	Fixar punho	I
20	Gerar custo	IN
21	Gerar manutenção	IN

Tabela 5.9: Classificação e Numeração das Funções para a Prótese Híbrida para Amputação de Braço.

Nº da Função	Função	R/I/IN (Relevante / Irrelevante / Indesejável)
1	Substituir membro	R
2	Prover atrito	R
3	Prover estética	R
4	Transmitir esforços	I
5	Limitar movimentos	IN
6	Gerar peso	IN
7	Suportar luva	I
8	Fornecer energia	I
9	Carregar acumulador	I
10	Captar movimentos	R
11	Receber estímulos	R
12	Bloquear punho	R
13	Fixar mão	I
14	Transmitir energia	I
15	Travar cotovelo	R
16	Fornecer conforto	R
17	Fixar prótese	R
18	Fixar eletrodos	I
19	Gerar calor	IN
20	Gerar desconforto	IN
21	Fixar punho	I
22	Travar mão	R
23	Unir encaixes	I
24	Gerar custo	IN
25	Gerar manutenção	IN

5.5 Separação das Funções Relevantes e Indesejáveis

Dentre as funções listadas nas tabelas 5.7, 5.8 e 5.9, serão analisadas as funções relevantes e indesejáveis, para que se procure especificá-las da forma o mais quantitativa possível. O objetivo básico do projeto é otimizar as primeiras e minimizar as últimas. Para esta especificação, devido à dificuldade encontrada, procurou-se conversar com usuários, o que está descrito no próximo tópico deste capítulo. Nesta fase, devido à abordagem do trabalho, não foi mais necessário um estudo de três diferentes tipos de próteses, sendo que as funções relevantes e indesejáveis puderam ser agrupadas em uma só tabela para cada tipo. Ou seja, o estudo realizado, que visava a uma especificação das próteses de membros superiores em geral, neste momento não exigia uma subdivisão das especificações das próteses em função do nível de amputação do braço.

5.6 Análise das Entrevistas Realizadas com Usuários de Próteses de Membros Superiores e Obtenção da Especificação das Funções

Neste momento, era necessário um embasamento maior e de uma maior credibilidade para a especificação das funções. Como o principal objetivo deste produto é satisfazer as necessidades dos seus usuários, as opiniões destes sobre as necessidades tinham fundamental importância para o trabalho. As funções consideradas nas tabelas acima estavam corretas? Havia alguma função necessária ou existente na prótese que não foi mencionada? Qual seria uma especificação satisfatória para cada uma das funções relevantes e indesejáveis do produto estudado? Para que se respondessem estas perguntas, foram entrevistados quatro usuários de próteses de membros superiores, conforme a descrição que segue.

O roteiro da entrevista era uma tabela com as funções consideradas relevantes e indesejáveis, sendo que nas conversas com os usuários procurou-se passar por cada uma delas perguntando se as mesmas eram realmente relevantes (ou indesejáveis) para eles. Isto sempre com a tentativa em mente de se quantificar ao máximo uma especificação para cada uma delas, o que se mostrou uma tarefa difícil. Também se perguntou a cada um deles se eles viam mais alguma função relevante ou indesejável que não havia sido citada, o que não aconteceu.

No Apêndice V deste trabalho está uma descrição do que foi conversado com os quatro usuários voluntários encontrados. A referência aos entrevistados foi “paciente” ou “usuário” (as duas referências foram utilizadas indistintamente), para que se mantivessem em sigilo seu nome e seu sexo, conforme descrito na declaração por eles assinada, que está no Apêndice II deste trabalho (o primeiro usuário entrevistado foi o único que assinou, ao invés do Apêndice II, o Apêndice III, pois autorizou que sua prótese fosse fotografada).

As principais conclusões sobre as entrevistas, bem como um resumo das mesmas, estão descritas no tópico seguinte do trabalho.

5.6.1 Conclusões sobre as Entrevistas

Na tabela 5.10 se encontra um breve resumo das entrevistas. As conclusões das mesmas se encontram nos próximos parágrafos deste tópico.

Como este trabalho está focado principalmente nos aspectos funcionais da prótese, com esta sendo tratada como uma máquina, o relato do quarto usuário saiu do

perfil esperado dos usuários a serem entrevistados, pois considera-se que este paciente demanda muito pouco de sua prótese perto do que esta pode lhe oferecer. Mas isto não impediu que este relato e seus dados fossem muito importantes para o trabalho e para um detalhamento maior das especificações das funções relevantes e indesejáveis, assim como todos os outros relatos obtidos.

Com relação ao primeiro, ao segundo e ao quarto usuários entrevistados, o que pode ser notado é que um paciente com um braço normal e com as opções atuais de prótese de membros superiores que possui, acaba “aprendendo” a viver praticamente com um só braço, utilizando a prótese apenas quando muito necessário. Um outro fator observado foi que, como esperado, a prótese mioelétrica atende mais aos requisitos funcionais dos seus usuários que a mecânica, ou pelo menos demanda um esforço menor do seu usuário para que os requisitos funcionais básicos sejam atendidos.

Além disto, a questão estética da prótese possui grande relevância para estes pacientes, sendo observado um caso de usuário para quem a estética era inclusive mais importante que os requisitos funcionais da prótese.

Com relação ao terceiro usuário entrevistado, usuário de prótese de membros superiores nos dois braços, a situação é diferente. Os requisitos funcionais passam a ser de fundamental importância e a estética perde muito de sua relevância, ficando totalmente em segundo plano.

Tabela 5.10: Principais Aspectos das Entrevistas Realizadas.

Usuário	Principais Aspectos de Sua Entrevista – Opiniões dos Usuários
Primeiro Entrevistado	<ul style="list-style-type: none"> - Não utiliza a sua prótese com grande frequência - Peso: considerado alto; fixação da prótese: satisfatória; estética: relevante, porém atualmente não muito satisfatória
Segundo Entrevistado	<ul style="list-style-type: none"> - Não utiliza mais a prótese (utilizou-a diariamente por mais de dez anos) – prótese muito incômoda - Fixação: sem problemas; estética: relevante; Tirantes: geravam incômodo - Sinais táteis: relevantes, se houvesse; período de manutenção: satisfatório
Terceiro Entrevistado	<ul style="list-style-type: none"> - Utiliza pouco uma das próteses e diariamente a outra; travamento da mão: muito relevante e muito útil; estética: pouco relevante; funcionalidade: fundamental
Quarto Entrevistado	<ul style="list-style-type: none"> - Estética: função mais importante; uso frequente da prótese, mas não funcionalmente

No geral, pôde-se observar que muitas opiniões e comportamentos importantes dos usuários relativos à prótese foram coincidentes, ressaltando-se que nenhum deles estava completamente satisfeito com a prótese e apenas o terceiro usuário (amputado bilateral) utilizava continuamente uma prótese funcional de membro superior, e apenas em um dos braços – no outro, ele a utilizava com uma frequência bem menor. Dois dos usuários – o segundo e o quarto a serem entrevistados –, por opção própria, não utilizavam funcionalmente a prótese em nenhum momento já há muitos anos. Coincidentemente, foram os dois usuários que utilizaram prótese mecânica ativa, e não mioelétrica, enquanto faziam uso deste produto funcionalmente.

Apesar de alguns aspectos relativos ao uso das próteses serem subjetivos, o que levou a algumas respostas abstratas dos usuários, o que era esperado, foi possível se quantificar algumas das especificações das próteses de forma satisfatória, de maneira que foi possível se chegar às tabelas com as especificações das funções levando-se em conta as opiniões dos usuários, o que era fundamental – estas tabelas estão no próximo tópico do trabalho. Portanto, o objetivo desta etapa das entrevistas foi cumprido.

5.6.2 Tabelas com as Especificações das Funções Relevantes e Indesejáveis a serem Desempenhadas pelo Produto

As tabelas 5.11 e 5.12 contêm as funções relevantes e indesejáveis especificadas, resultantes das conversas mencionadas com os usuários e da análise de seus resultados, sendo que as mesmas foram colocadas em ordem de relevância, com a mesma decrescente de cima para baixo (a classificação da ordem de relevância das funções novamente é muito relativa e foi feita pelo autor), para que fosse utilizada no *brainstorming* que viria ser realizado e está descrito no tópico 5.7.

Com relação à especificação da função “substituir membro”, que está na tabela 5.11, as especificações da força máxima de aperto da mão (9kgf) e de carregamento (13kgf) foram feitas baseando-se nas próteses que se encontram no mercado. As especificações neste caso foram mantidas iguais às encontradas atualmente no mercado porque, de acordo com o ponto de vista dos usuários, estes valores eram adequados.

Sobre a especificação da função “gerar peso”, que está na tabela 5.12, as próteses atuais foram subdivididas em duas partes: o braço, que contém todos os componentes da prótese exceto a mão, e a mão propriamente dita. Para se concluir sobre uma massa

aceitável para estes componentes foram pesadas duas próteses, e os seus pesos totais e de suas partes estão abaixo.

Para a Prótese Mioelétrica de Antebraço (para coto longo), que se encontra na figura 2.8:

- Massa Total: 1023,9g.
- Bateria: 68,2g.
- Mão Completa (incluindo luva cosmética): 545,8g.
- Restante (fixação e prótese do antebraço, eletrodos, fios e conexões): 409,9g.

Com relação à Prótese Mecânica de Antebraço (ativa acionada por força própria para coto curto – terço proximal), que está na figura 2.7:

- Massa Total (sem tirantes): 760,6g.
- Braço + Fixador: 382,2g.
- Luva Cosmética: 87,7g.
- Mão de Borracha: 123,3g.
- Mão Mecânica Metálica: 167,4g.
- Mão para Treino (mão apenas utilizada pelo usuário no treinamento para familiarização com o uso da prótese): 81,7g.

A prótese mioelétrica observada tinha a mão com massa de 545,8g, conforme já mencionado, e o restante da prótese tinha massa de 478,1g distribuídos em 33 cm de comprimento, daí a massa distribuída em torno de 14g/cm. Com estes dados disponíveis, chegou-se à especificação de que a parte do produto correspondente ao braço (trata-se da prótese completa excluindo-se a mão) deve ter, no máximo, 7g de massa por cm de comprimento, e que a parte do produto correspondente à mão deve ter, no máximo, 270g. Estes valores são devidos ao fato de que houve solicitação em entrevistas para que a massa das próteses fosse inferior, da ordem de 50%, à massa encontrada nas próteses atualmente. Esta “porcentagem ideal” de redução de massa das próteses variou de usuário para usuário – trata-se de uma opinião subjetiva -, de forma que com os dados obtidos considerou-se este um valor de porcentagem próximo do desejado pelos usuários em geral. Por isto, estas especificações foram obtidas ao se obter 50% da massa encontrada na prótese mioelétrica observada (figura 2.6), considerando-se que esta é uma prótese de mais recursos e que atende melhor aos requisitos dos usuários que a mecânica ativa acionada por força própria observada (figura 2.5).

Com relação à função “gerar sinais táteis”, esta foi incorporada como sendo relevante porque, mesmo não existindo nas próteses estudadas, há estudos visando à introdução de sensores de força e temperatura nas próteses, o que proporcionaria alguma sensibilidade ao seu usuário e foi considerado como relevante por todos os usuários entrevistados (Cunha, 2002).

Tabela 5.11: Especificação Técnica das Funções Relevantes Desejadas de uma Prótese de Membro Superior.

Função Relevante	Especificação Técnica da Função
Substituir membro	O produto deve permitir pegar objetos de dimensões similares aos pegos pela mão humana. Deve fornecer uma força de aperto de até 9Kgf. Deve possibilitar uma força de carregamento de até 13Kgf. Seu usuário amputado em um dos braços deve ter a capacidade de dirigir um automóvel.
Fornecer conforto	O produto deve poder ser utilizado por até 12 horas diárias sem causar grande desconforto (dores ou grande incômodo) ou alguma lesão ao usuário.
Receber estímulos (Captar sinais de controle)	O produto deve ser totalmente comandado pelo próprio usuário, que deve ter completo domínio sobre o equipamento. Os movimentos realizados pelo usuário para o comando devem ser os mais naturais (intuitivos) possíveis.
Fixar prótese	O produto não deve causar lesão alguma ao usuário, no que diz respeito à sua fixação ao mesmo. Ele deve ficar fixo e só ser retirado com a vontade do usuário.
Prover estética	O produto deve ficar com a aparência a mais próxima possível da parte do braço que está substituindo.
Gerar sinais táteis	O produto deve fornecer algum estímulo ao coto, como sensibilidade à temperatura, e deve fornecer estímulos proporcionais à força que deve ser aplicada para se pegar o objeto desejado.
Prover atrito	O produto deve possibilitar um atrito de carregamento de objetos que seja similar ao encontrado na mão humana.
Travar mão	O sistema correspondente à mão deve poder ser travado em qualquer posição pelo usuário.
Bloquear punho	O sistema correspondente ao punho deve poder ser travado em qualquer posição pelo usuário ou ter uma rigidez de giro compatível com a do punho humano.
Travar cotovelo	O sistema correspondente ao cotovelo deve poder ser travado em qualquer posição pelo usuário e ter uma rigidez de giro compatível com a do cotovelo humano.

Tabela 5.12: Especificação Técnica das Funções Indesejáveis de uma Prótese de Membro Superior.

Função Indesejável	Especificação Técnica da Função
Gerar peso	Sua massa deve ser a metade da presente nas próteses convencionais atuais. A parte do produto correspondente ao braço (excluindo a mão) deve ter, no máximo, 7g de massa por cm de comprimento. A parte do produto correspondente à mão deve ter, no máximo, 270 g.
Gerar desconforto	O produto não deve causar incômodo (fadiga muscular, dores) se utilizado por até 12 h ao dia.
Limitar movimentos	O movimento do produto relativo a um braço não deve prejudicar ou restringir o movimento do outro braço.
Gerar calor	A prótese deve poder ser utilizada por 12 horas diárias e não deve gerar um suor excessivo se estiver a temperaturas de até 25° C.
Gerar custo	O custo deste produto deve ser inferior à metade do encontrado nas próteses atuais.
Gerar manutenção	Este produto deve possuir um período de manutenção superior a um ano.

5.7 Descrição do *Brainstorming* Realizado

No dia 26 de fevereiro de 2003 foi realizado um *brainstorming* na Universidade de São Paulo, com o objetivo de se trabalhar com as tabelas 5.11 e 5.12, que continham as especificações desejadas para uma prótese mecânica de membro superior. Uma descrição mais detalhada deste método se encontra no capítulo 4 deste trabalho.

O *brainstorming* realizado teve as seguintes características, além das já mencionadas no capítulo 4: o professor orientador deste trabalho reuniu o grupo e foi o mediador do processo. O autor do trabalho auxiliou o professor orientador na tarefa de anotar as idéias que surgiam, que foram muitas. O grupo teve, além dos dois membros citados, mais nove participantes voluntários, que assinaram a declaração exposta no Apêndice IV do trabalho, o que declarava seu consentimento na utilização das informações obtidas como parte do trabalho e uma demonstração de consciência dos voluntários com relação a este fato.

O grupo foi selecionado de forma que dele não fizesse parte algum especialista em próteses ou usuário das mesmas, que poderiam se tornar pessoas de destaque no *brainstorming* e inibir o surgimento de idéias. Especialistas e usuários certamente neste momento já tinham sido e certamente ainda seriam muito importantes para este trabalho, mas neste momento a presença deles não era indicada. Do grupo presente ao *brainstorming* fizeram parte especialistas em criatividade, designers e estudantes de

cursos superiores, a maioria deles de engenharia. Todos participaram de forma muito ativa e importante no evento.

Inicialmente, o coordenador explicou a metodologia a ser empregada e os objetivos do *brainstorming* aos participantes. Cada um deles recebeu uma folha com duas tabelas: a com as especificações a serem atendidas para as funções relevantes (tabela 5.11) e a análoga para as funções indesejáveis (tabela 5.12). Eles foram alertados para não emitirem opiniões sobre as idéias dos outros, e a única manifestação permitida era o riso. Todos também foram instruídos a não procurarem detalhar muito suas idéias, para que não se truncasse o processo criativo e a quantidade de idéias geradas pudesse ser maior.

Após isto e a apresentação dos membros, foram feitas três sessões, de quinze minutos cada, sendo que em cada uma delas surgiram idéias para a solução de cada uma das seguintes funções, altamente relevantes para o produto estudado: substituir membro, fixar prótese e fornecer conforto. Nesta fase, como já mencionado, não se procurou entrar muito em detalhes quanto à especificação para cada uma das funções mencionadas, para que não se atrapalhasse o processo criativo. Em cada uma das sessões, surgiram dezenas de idéias, sendo que elas estão analisadas no item 5.8 deste trabalho e todas elas estão no Apêndice VI do mesmo.

Neste ponto, fez-se uma pausa e, após a mesma, os papéis tipo “*flip-chart*”, nos quais foram anotadas as idéias, foram colados nas paredes da sala de forma que todos pudessem ver todas as idéias. Neste momento, cada um dos participantes, exceto o coordenador, escolheu, dentre todas as idéias expostas, as cinco de sua preferência, através de marcações nos papéis.

Por último, foram formados dois grupos, dos quais não participaram o autor do trabalho e o coordenador do *brainstorming*, para que cada um deles propusesse uma solução completa para o caso, de qualquer forma (através de palavras, desenhos, ou qualquer outra forma que se considerasse adequada). Os grupos ficaram reunidos por cerca de trinta minutos e foram formados aleatoriamente, com a única restrição de que os dois grupos tivessem pelo menos um especialista ou estudante de desenho, o que facilitaria em possíveis ilustrações que fossem necessárias, sendo que após isto cada grupo apresentou sua idéia e foram feitas as considerações finais.

O primeiro grupo se concentrou mais em do que a prótese de braço seria constituída e sugeriu uma prótese que contava com o seguinte princípio: um

“neurotransmissor” transmitiria a ordem (estímulo) de movimento do cérebro à prótese, e os atuadores que receberiam os estímulos poderiam ser hidráulicos. A fixação da mesma seria através de engate rápido (com um sistema de esferas, que manteriam a pressão da prótese sobre o coto), e o braço da prótese teria internamente seus elementos estruturais, que o proveriam rigidez, elementos estes revestidos com silicone e este, por sua vez, seria revestido com um látex com textura epidérmica e com sensores que equivaleriam às terminações nervosas.

A estrutura interna, com o requisito de ser rígida, leve e resistente, poderia ser de titânio ou alumínio. Articulações, como nos dedos, e uma conexão com o pulso, devem ser previstas nesta estrutura.

A “pele” externa (luva), de látex, seria constituída de capas removíveis de diversas cores e texturas, para os mais variados tipos de pele e as mais variadas ocasiões (poderia haver um tipo de pele com *laser pointer* – apontador de *laser* para auxílio em apresentação de palestras - em um dos dedos e outro tipo com um sistema de ventosas na mão, por exemplo). Os dedos também poderiam ser removíveis, para que dedos com diferentes aspectos e adereços possam ser utilizados em diferentes ocasiões.

Também ligados a esta pele estariam sensores de temperatura e força, que seriam conectados a uma “porta serial”, que por sua vez seria conectada ao suposto “neurotransmissor”.

O silicone, que ficaria entre a “pele” externa e a estrutura interna, teria o objetivo de tornar o braço macio, ficando com isto com características mais próximas de um braço humano.

A aparência da prótese deverá ser a mais próxima possível da realidade, pois o grupo teve a consciência de que este era um fator primordial para o produto. Este fato foi ressaltado como fundamental para que o usuário da prótese descrita não se sentisse excluído pela sociedade.

O segundo grupo deu mais ênfase ao que a prótese de braço poderia executar e sugeriu uma solução de nome “Braço Artificial Inteligente com Acessórios”. Seria composta de “kits” intercambiáveis, para variadas ocasiões (um para uso social, um para uso profissional – com funções profissionais variáveis - e um para lazer, por exemplo), que poderiam ser comprados separadamente. O objetivo principal desta prótese é a inserção completa do indivíduo na sociedade, em todos os âmbitos – social, profissional,

e de lazer, conforme já mencionado. Um esboço do trabalho deste grupo se encontra na figura 1 do Apêndice VI deste trabalho.

A necessidade de uma transmissão de sensibilidade ao usuário, por parte da prótese, também foi ressaltada pelo segundo grupo (esta prótese conteria sensores de temperatura e força). A preparação psicológica dos usuários, resultante de um devido apoio profissional para auxílio à sua devida inserção na sociedade, também teve sua necessidade mencionada pelo grupo. Ligado a este último assunto mencionado, sugeriu-se a confecção de um manual do usuário, a ser adquirido juntamente com a prótese, manual este que, além de mostrar como se deve utilizar a prótese, teria também a função de sugerir atitudes que o usuário poderia tomar com o objetivo de se inserir socialmente, e qual postura tomar diante de diferentes reações de pessoas desconhecidas. As próteses, assim como mencionado pelo primeiro grupo, seriam personalizadas, com tamanho, cor e pêlos (o revestimento da prótese, que deveria ser de um material tátil macio, como látex, também poderia ter pêlos) adequados ao seu usuário. Também foi ressaltada pelo grupo a necessidade desta prótese ser leve.

Um outro fator relacionado à personalização da prótese foi que o nível de precisão e de força variaria com o usuário. Por exemplo, um usuário que faria tarefas pesadas e carregaria peso teria uma prótese capaz de transmitir uma maior força e com menor precisão, enquanto o caso inverso ocorreria com um fotógrafo que fosse utilizar a prótese.

Finalmente, a fixação desta prótese poderia ser por meio de uma camisa ou malha aderente ao braço e ao peito, com cintas resistentes e porosas.

As principais conclusões sobre este *brainstorming* foram:

- Ele foi muito produtivo, e a quantidade de idéias gerada foi muito grande;
- A dinâmica observada no grupo foi muito boa, de forma que certamente, além de um período produtivo para geração de idéias, foi também um período muito agradável para todos os participantes.
- Os participantes mostraram que esperam de uma prótese algo mais do que as funções desempenhadas pelo braço. Se esta puder, além de desempenhar suas funções de forma satisfatória, conter acoplada a ela um relógio ou um telefone celular, por exemplo, tanto melhor. Desta forma, pôde-se concluir que a sociedade na verdade espera de uma

prótese o que for possível de se oferecer a mais do que um braço já possui. Um fato que é importante que se ressalte é que, embora ofereça algumas vantagens, a adição destes produtos na prótese certamente acarretará um aumento de custo e de peso da mesma, além de torná-la menos antropomórfica.

- O *brainstorming* mostrou mais uma vez ser um poderoso meio de geração de idéias (foram geradas mais de duzentas idéias no processo).

5.8 Análise das Soluções Obtidas e Proposta de Soluções para o Problema

Neste tópico, o objetivo é que sejam obtidas e analisadas sugestões de novas configurações de próteses de membros superiores. Com relação às sugestões, serão expostas as que passaram por uma análise preliminar de exeqüibilidade física, dentre as sugestões do *brainstorming*, além de serem mencionadas outras, a maioria destas recebida nas conversas com usuários, relatadas no item 5.6 e no Apêndice V deste trabalho.

As sugestões expostas neste momento passarão, após esta primeira análise mencionada, por outras, em que será avaliada para cada uma a capacidade de atender ou não às funções mencionadas nas tabelas 5.11 e 5.12, que contêm os requisitos que uma prótese deve atingir. Após isto, utilizando-se as sugestões selecionadas, o objetivo é, com o uso simultâneo de várias destas propostas, que se obtenham algumas sugestões de configurações completas de uma prótese de membro superior, para que estas possam ser comparadas entre si. O objetivo é que sejam obtidas propostas de próteses que atendam ao maior número possível (senão a todos) dos requisitos das tabelas 5.11 e 5.12.

Sobre a avaliação das sugestões selecionadas neste momento, estas serão analisadas por meio da Técnica FIRE (Csillag, 1995), que será descrita ainda neste capítulo. Esta técnica será utilizada para que se obtenham, criteriosamente, as melhores sugestões dentre as apresentadas, e para que se chegue também a propostas de configurações completas de próteses com estas sugestões. Estas propostas completas, por sua vez, serão comparadas, a título de exemplo, através de uma matriz de decisão (Kaminski, 2000).

A técnica FIRE foi escolhida por ser corrente e adequada ao tipo de análise que está sendo feito – uma análise ponderacional baseada no nível de atendimento a determinadas funções.

As soluções consideradas as melhores nesta análise também deverão posteriormente ser avaliadas por usuários das próteses atualmente disponíveis. Como já mencionado, é fundamental a opinião deles para avaliação das sugestões e conseqüente construção de protótipo da considerada melhor - ou das duas melhores. Este fato ressalta que o enfoque desta metodologia tem prioridade na funcionalidade das soluções em relação aos seus custos.

Em outras palavras, é fundamental que a escolha das melhores soluções, que possivelmente envolverão construção de protótipos, seja feita pelos usuários. Desta forma, não se utiliza esforço e dinheiro desnecessário na construção de protótipos que não seriam considerados entre os mais adequados pelos pacientes.

Ressalta-se que esta etapa do trabalho é, em geral, iterativa, sendo que seu tamanho e complexidade dependem do produto estudado. Como se trata de um tópico que envolve a sugestão e análise de novas e, a princípio, inovadoras soluções para este produto, muitas vezes o resultado final desta etapa do trabalho só passa a ficar claro após algumas análises e comparações entre as sugestões selecionadas. Ou seja, ao se começar a trabalhar nesta fase do trabalho, não dá para se precisar, a princípio, o tamanho ou a complexidade que esta etapa virá a ter.

Nesta aplicação particular da metodologia proposta, esta etapa ficou relativamente longa e teve várias análises e reanálises das sugestões propostas para que se chegassem a sugestões satisfatórias. Devido a isto, antes de se começar a descrever cada uma das etapas desta fase, considerou-se importante mencionar abaixo os principais tópicos que ela conterá, tópicos estes, ressalta-se, que só foram ficando claros conforme esta fase ia progredindo.

Os tópicos que esta etapa – item 5.8 do trabalho – terá são:

- Exposição das sugestões obtidas durante o trabalho, seja no *brainstorming* realizado, seja nas entrevistas ou em qualquer outro momento do mesmo, dentre as que já passaram por uma análise prévia de exequibilidade física. Este é o item 5.8.1 do trabalho.
- Análise mais detalhada de cada uma das sugestões expostas no item anterior, considerando o critério de que, para serem válidas, precisam atender aos requisitos das tabelas 5.11 e 5.12 deste trabalho, que são as características que uma prótese de

membro superior deveria ter. Nesta fase, verificou-se, para cada sugestão, a capacidade ou não de atender satisfatoriamente às funções contidas nas tabelas 5.11 e 5.12.

Esta análise gerou as tabelas 5.13 e 5.14. Como ainda se tratavam de tabelas grandes, com muitas sugestões, sendo que muitas delas eram vagas, fez-se uma nova análise das já selecionadas sugestões das tabelas 5.13 e 5.14, análise esta que gerou as tabelas 5.15 e 5.16. Estas tabelas contêm as sugestões que foram consideradas as melhores e que, por isto, passaram por todas as análises e seleções realizadas. O item 5.8.2 do trabalho contém esta etapa.

- Com as sugestões selecionadas no item anterior, chegou o momento de serem propostas soluções completas para o produto. Para isto, utilizou-se da Técnica FIRE (Csillag, 1995). Esta fase está descrita no item 5.8.2.1 do trabalho.
- A partir do resultado da Técnica FIRE (Csillag, 1995), foram propostos novos tipos de configurações completas de próteses no item 5.8.3 do trabalho.
- Finalmente, no item 5.8.4, estas propostas foram comparadas por meio de uma matriz de decisão (Kaminski, 2000), para que se chegassem às potencialmente melhores.

5.8.1 Exposição das Sugestões Obtidas

As sugestões a serem expostas e descritas neste item são, em geral, de componentes ou de partes da prótese, já tendo passado por uma análise preliminar de exequibilidade física. Ou seja, não necessariamente as sugestões devem ser de uma solução completa do produto neste momento. Este fato foi muito observado no *brainstorming*, em que a maioria das sugestões foi de uma parte ou de um componente da prótese.

As sugestões do *brainstorming* que passaram pela análise preliminar mencionada foram as seguintes:

- Para se atender á função “substituir membro”: ímã, gancho, transplante, pinça, mão artificial, máquina, equipamento

eletrônico, mini-computador, alicate, vassoura, tubo de borracha, réplica em borracha, robô, pneumático, silicone, braço artificial inteligente, secador de cabelo, laser para apresentação em palestras, *mouse*, retroprojektor, leque, escova, pegador à distância, leitura de código de barra, canivete suíço, implante, telefone celular, ciborg (braço biônico), relógio, rádio relógio, martelo, lanterna.

- Para se atender à função “fixar prótese”: engate rápido, ímã, cola, amarrar, camisa, parafuso, cola silicone, rosca, vácuo, garra de pressão, encaixe, gesso, ventosa, ajustes de alça de mala, prender no ombro, cola biológica, resina, luva de borracha.
- Para se atender à função “fornecer conforto”: meia, roupa, espuma, espuma de plástico, borracha, inflável, silicone, almofada, mola, roupa de manga comprida, colchão de água, relógio, *cooler* (resfriador), pele de látex, sensor de pressão, sensor de temperatura, capas removíveis, roupas para prótese, *palm top*, pêlo opcional, rigidez controlada, controle de força, anti-derrapante, secador para o suor, sistema de refrigeração, leve, interface digital, controle remoto universal, lanterna, macio, suave, liso, mole, características do dono, equilíbrio.

Entre as sugestões recebidas em conversas com usuários, destacam-se as seguintes:

- Um sistema nos tirantes das próteses de membros superiores que seja similar ao observado em cintos de segurança de automóveis, com regulagem de posição e da tração da correia. Esta sugestão foi feita por um usuário em uma conversa realizada em uma visita na AACD (não é um dos usuários que tiveram sua entrevista descrita neste trabalho), e o motivo fornecido por ele foi que, quando se está sentado, os tirantes

ficam frouxos e o esforço efetuado pelo usuário para movimentar a prótese aumenta consideravelmente, em relação ao realizado pelo mesmo quando está em pé e os tirantes ficam tracionados.

- O terceiro usuário entrevistado neste trabalho sugeriu que, para seu coto de braço, fosse confeccionada uma prótese menor, sem o cotovelo, que obviamente não teria uma boa estética, mas seria funcional e muitas vezes o auxiliaria a pegar objetos mais facilmente, ainda mais no caso dele, com amputação bilateral. A ausência do cotovelo nesta prótese certamente tornaria seu uso mais simples. Pode-se dizer que existe um caso análogo para as próteses de membros inferiores – são os *stubbies*, que são próteses de membros inferiores sem a articulação correspondente ao joelho, utilizadas geralmente para o treinamento de amputados em sua adaptação às próteses. Eles auxiliam na preparação dos mesmos para que aprendam primeiramente a andar com uma prótese mais simples e venham a poder utilizar com sucesso uma prótese completa de membro inferior posteriormente (Boccolini, 2000).
- O terceiro usuário entrevistado também sugeriu o seguinte sistema para encaixe da prótese: o coto ficaria fixo a um encaixe, que por sua vez entraria em contato com a prótese. Neste caso, haveria algum movimento relativo entre a prótese e o encaixe fixo ao coto, e não entre a prótese e o coto. Com isto, segundo ele, o incômodo devido à prótese seria menor. Apesar dele fazer esta sugestão principalmente para próteses de membros inferiores, considerou-se importante mencioná-la e há a possibilidade de se testar este sistema em membros superiores em caso de grande incômodo na fixação da prótese em determinado paciente. Este sistema, embora já existente, não tem uso muito comum. Este assunto também pode estar

relacionado a uma película que poderia ser colocada sobre o coto com o objetivo de evitar o contato entre a pele e a resina, com o objetivo de se diminuir de alguma forma o incômodo causado pelo suor do usuário na região.

- No *brainstorming*, mencionou-se a existência de pele artificial e de réplicas do braço em borracha, utilizadas para prática em Medicina. Estas réplicas possuem textura e impressão digital, podendo também possuir pêlos. Estes componentes, estudados e utilizados em conjunto por especialistas em próteses e em réplicas, podem possibilitar o surgimento, em uma maior escala, de próteses com uma estética muito próxima da mão humana, e sem um grande acréscimo de peso devido a isto. Este certamente seria um grande benefício para as próteses mais comumente utilizadas atualmente. De fato, já existem fabricantes de peles artificiais para próteses (Livingskin, 2003); (Ortopedia Gonzalez, 2004), porém estas peles atualmente não são utilizadas pela maioria dos usuários das próteses de membros superiores.
- Um outro ponto que pode ser observado é que, para ganho de algum peso, os braços das próteses, feitos atualmente em resina, poderiam ser furados em vários locais sem que seja afetada sua funcionalidade. Para se resolver a questão da aparência, estes braços poderiam ser cobertos com uma grande luva cosmética com o aspecto da pele humana. Poderia haver (este ponto também foi mencionado no *brainstorming*) duas luvas, sendo uma para o antebraço e outra para a mão, de forma que os movimentos desta não fossem prejudicados de forma alguma pela luva. Esta solução de estudar a retirada de material de um componente, para se diminuir seu peso, sem que se prejudiquem seus requisitos funcionais, é muito comum na Engenharia Mecânica.

- A busca de novos materiais, cada vez mais leves, baratos e resistentes, nunca deve ser deixada de lado nos projetos de próteses, em que o custo e o peso das mesmas, como já visto, são fatores primordiais para sua aceitação pelos usuários.

5.8.2 Análise e Seleção das Soluções Propostas

Nesta fase do trabalho, após a primeira seleção das sugestões feita por meio de uma análise de exeqüibilidade física, as sugestões aprovadas nesta primeira etapa passarão por uma análise mais detalhada, sendo que não se deve sair do foco de que as mesmas deverão ser avaliadas pela sua capacidade de atender ou não aos requisitos expostos nas tabelas 5.11 e 5.12, que contém os requisitos a que uma prótese de membro superior deveria atender.

É importante se lembrar aqui que a avaliação e a escolha das funções, nesta fase do trabalho, muitas vezes é algo abstrato e subjetivo, que depende da opinião e do conhecimento da pessoa ou do grupo que faz a análise.

O intuito é que, com a seleção das análises, o que muitas vezes é um processo iterativo, que pode ocorrer em várias etapas e por várias vezes, as propostas fiquem cada mais quantificáveis e objetivas, portanto mais fáceis de serem comparadas entre si.

Como já mencionado, o processo é iterativo porque muitas vezes não são obtidas boas soluções completas do produto, no caso uma prótese, na primeira seleção das sugestões e proposta de novos produtos. Isto normalmente só acaba acontecendo após algumas análises e reanálises das sugestões selecionadas e após a inserção de outras propostas, que vão surgindo com o processo e, unidas às melhores sugestões previamente escaladas, enfim possam gerar uma sugestão de um produto que atenda ao máximo possível dos requisitos da tabela de especificações.

A primeira análise deste tópico é a seleção das sugestões, dentre as previamente selecionadas no item 5.8.1 do trabalho, que atendam a cada uma das funções relevantes da tabela 5.11 e minimizem os efeitos das indesejáveis da tabela 5.12.

Cada função será analisada individualmente, para que se possa perceber de uma forma eficiente quais sugestões atendem satisfatoriamente a cada uma das funções propostas.

As funções relevantes e as sugestões que foram consideradas as melhores dentre as que as atendem estão na tabela 5.13.

Tabela 5.13: Funções Relevantes Desejadas e Sugestões que potencialmente as atendam.

Função Relevante	Sugestões que a Atendem
Substituir membro	Gancho, transplante, pinça, mão artificial, equipamento eletrônico, robô, pneumático, braço artificial inteligente, implante, acessórios (escova, alicate, etc.), sensor de pressão, sensor de temperatura, controle de força, sistema similar aos <i>stubbies</i> .
Fornecer conforto	Acessórios (escova, alicate, etc.), telefone celular, relógio, espuma, borracha, roupa de manga comprida, <i>cooler</i> , anti-derrapante, secador para o suor, sistema de refrigeração, materiais leves, interface digital, sistema de tirantes similar ao observado em cintos de segurança de automóveis, sistema similar aos <i>stubbies</i> , estruturas com furos não aparentes.
Receber estímulos (Captar sinais de controle)	Equipamento eletrônico, mini-computador, robô, pneumático, braço artificial inteligente, sensor de pressão, sensor de temperatura, controle de força, interface digital, sistema de tirantes similar ao observado em cintos de segurança de automóveis, sistema similar aos <i>stubbies</i> .
Fixar prótese	Engate rápido, ímã, rosca, vácuo, garra de pressão, encaixe, gesso, luva de borracha, espuma, sistema similar aos <i>stubbies</i> .
Prover estética	Mão artificial, réplica em borracha, camisa, vácuo, encaixe, espuma de plástico, silicone, pele de látex, roupas para prótese, pêlo opcional, características do dono.
Gerar sinais táteis	Equipamento eletrônico, mini-computador, sensor de pressão, sensor de temperatura, controle de força.
Prover atrito	Réplica em borracha, transplante, mão artificial, pele de látex, sensor de pressão, controle de força, anti-derrapante.
Travar mão	Gancho, pinça, mão artificial, pneumático, equipamento eletrônico, sistema de tirantes similar ao observado em cintos de segurança de automóveis.
Bloquear punho	Mão artificial, pneumático, equipamento eletrônico, encaixe, sistema de tirantes similar ao observado em cintos de segurança de automóveis.
Travar cotovelo	Equipamento eletrônico, pneumático, encaixe, sistema de tirantes similar ao observado em cintos de segurança de automóveis.

Na tabela 5.14, estão as funções indesejáveis e as sugestões que potencialmente possibilitarão uma boa performance em cada uma delas, ou seja, que as minimizem. Com isto, nesta tabela estão as soluções que se considerou que gerassem pouco peso, ou pouco desconforto, ou pouco calor, ou pouca manutenção, ou limitassem pouco os movimentos do paciente.

Tabela 5.14: Funções Indesejáveis de uma Prótese e Sugestões que potencialmente proporcionem uma performance satisfatória em cada uma delas.

Função Indesejável	Sugestões que Proporcionam uma Boa Performance nesta Função, ou seja, que a Minimizem
Gerar peso	Gancho, transplante, réplica em borracha, cola de silicone, vácuo, cola biológica, luva de borracha, espuma, inflável, materiais leves, estrutura com furos não aparentes.
Gerar desconforto	Meia, mão artificial, equipamento eletrônico, réplica em borracha, espuma, leve.
Limitar movimentos	Liberar o ombro, ímã, equipamento eletrônico, vácuo.
Gerar calor	<i>Cooler</i> , sistema de refrigeração, secador para o suor.
Gerar custo	- (Faltam dados para se chegar a alguma conclusão a respeito de custo nesta fase do trabalho, devido ao enfoque do mesmo não colocar custo como a principal prioridade)
Gerar manutenção	- (Faltam dados para se concluir sobre manutenção de componentes nesta fase do trabalho)

Na tabela 5.14, há um exemplo de sugestão inserida neste passo do processo, o que é possível e muitas vezes recomendável para o surgimento de novas e mais eficientes soluções. Baseando-se nas mencionadas conversas com os usuários de próteses, percebeu-se que prender a prótese ao ombro, o que era uma necessidade para o tipo de prótese que alguns deles utilizavam, era um sério fator de desconforto para eles. Baseando-se neste fato, inseriu-se a função “liberar o ombro” como uma sugestão que minimizaria a função indesejável “limitar movimentos”. Chegou-se a esta função também devido a uma análise realizada, decorrente de um outro fato: uma das sugestões obtidas no *brainstorming*, para a função “fixar prótese”, foi “prender no ombro”. Como dito, com os dados obtidos durante a pesquisa, e contrariando esta sugestão recebida no *brainstorming*, chegou-se à conclusão que, sempre que possível, uma prótese não deve ser presa ao ombro para que forneça um maior conforto ao seu usuário.

Após a análise acima, percebe-se que há ainda algumas sugestões muito vagas e algumas funções que têm muitas sugestões candidatas a satisfazê-las. Por isto, através de uma nova análise, que se fez necessária, foram selecionadas e eventualmente agrupadas, agora com uma exigência ainda maior, as sugestões consideradas as melhores para o desempenho de cada função dentre as expostas nas tabelas 5.13 e 5.14. Esta seleção pode ser observada nas tabelas 5.15 e 5.16. Também foram inseridas sugestões, o que é permitido, em alguns casos, além de ser alterada a função relevante “travar mão” por “travar terminal”, que se considerou menos restritiva neste momento.

Não foram incluídas nestas tabelas as sugestões selecionadas no tópico anterior que foram consideradas muito subjetivas ou que representam um objetivo do produto, e não uma proposta concreta de solução. Exemplos destas sugestões são “sistema de refrigeração” e “equipamento eletrônico”.

Tabela 5.15: Funções Relevantes Desejadas e Sugestões que potencialmente as atendam, dentre as que passaram por uma segunda seleção.

Função Relevante	Melhores Sugestões que a Atendem
Substituir membro	Mão artificial + braço artificial, acessórios (escova, alicate, etc.) + braço artificial, sistema similar aos <i>stubbies</i> .
Fornecer conforto	Espuma, <i>cooler</i> (tipo de ventilador, que será exposto posteriormente neste capítulo), Sistema de Refrigeração que utiliza o Efeito Peltier (será descrito posteriormente neste capítulo), materiais leves, sistema de tirantes similar ao observado em cintos de segurança de automóveis, sistema similar aos <i>stubbies</i> , estruturas com furos não aparentes para diminuição de peso das mesmas.
Receber estímulos (Captar sinais de controle)	Sistema mioelétrico, sistema de tirantes similar ao observado em cintos de segurança de automóveis, sistema similar aos <i>stubbies</i> , sistema de tirantes convencional.
Fixar prótese	Engate rápido, ímã, rosca, vácuo, encaixe, luva de borracha, espuma, encaixe com resina (utilizado atualmente).
Prover estética	Mão artificial, réplica em borracha, pele de látex com pêlo opcional e características do dono.
Gerar sinais táteis	Sensor de força + sistema de retroalimentação, sensor de temperatura.+ sistema de retroalimentação.
Prover atrito	Réplica em borracha, pele de látex anti-derrapante, sensor de força.
Travar terminal	Sistema mioelétrico, sistema de tirantes similar ao observado em cintos de segurança de automóveis.
Bloquear punho	Sistema mioelétrico, sistema de tirantes similar ao observado em cintos de segurança de automóveis.
Travar cotovelo	Sistema mioelétrico, sistema de tirantes similar ao observado em cintos de segurança de automóveis.

Na tabela 5.16, estão as funções indesejáveis e as sugestões, consideradas como as melhores dentre as já selecionadas da tabela 5.14, que potencialmente possibilitarão uma boa performance em cada uma delas, ou seja, que as minimizem.

Tabela 5.16: Funções Indesejáveis de uma Prótese e Melhores Sugestões dentre as que potencialmente proporcionem uma performance satisfatória em cada uma delas.

Função Indesejável	Melhores Sugestões que Proporcionam uma Boa Performance nesta Função, ou seja, que a Minimizem
Gerar peso	Réplica em borracha com espuma, materiais leves, estrutura com furos não aparentes.
Gerar desconforto	Meia no coto, réplica em borracha com espuma, materiais leves.
Limitar movimentos	Liberar o ombro.
Gerar calor	<i>Cooler</i> , sistema de refrigeração que utiliza o Efeito Peltier.
Gerar custo	-
Gerar manutenção	-

Cabe aqui uma explicação sobre os sistemas de refrigeração do coto que foram mencionados: o *cooler* e o que utiliza o Efeito Peltier.

A parte relativa ao encaixe e fixação das próteses, como já apresentado, tem uma grande relevância, pois está ligada à interação entre o usuário e sua prótese. O encaixe, como mostra a tabela 5.11, não pode de forma alguma machucar ou causar grande incômodo ao paciente.

O encaixe com um *cooler* conteria um ventilador na região próxima ao coto e furos que permitissem a troca de ar na região e conseqüentemente maior conforto térmico ao paciente. Este *cooler* estaria ligado a um sensor de temperatura na região, que o ligaria e desligaria automaticamente. Este sensor, por sua vez, estaria conectado a uma bateria. A luva cosmética, nesta região, precisaria ser porosa para que não prejudique consideravelmente a circulação do ar. Esta forma de encaixe está descrita na figura 5.1. Esta proposta é fruto de uma sugestão feita no *brainstorming* realizado, descrito no tópico 5.7 do trabalho.

Este tipo de encaixe tem a intenção de fornecer um maior conforto térmico ao paciente; porém, ele também traz algumas desvantagens à prótese: o ruído durante o seu funcionamento é a principal; ele deverá ser o mínimo possível, pois será mais um fator que fará o usuário chamar a atenção, o que é um fator de desconforto, pois os usuários em geral não desejam chamar a atenção para sua prótese de forma alguma. Um ruído considerável do *cooler* poderia ser um forte fator de rejeição da prótese por parte do seu usuário. Outras desvantagens que o *cooler* traria e precisariam ser levadas ao menor valor possível seriam o aumento de peso, custo e consumo de energia da prótese.

Figura 5.1: Nova concepção de Encaixe de Próteses proposta, com um *cooler*.

O encaixe que contivesse o Sistema de Refrigeração que utilizasse o Efeito Peltier, descrito na figura 5.2, por sua vez, consistiria em um sistema composto de duas barras de metais diferentes (interligadas apenas em suas extremidades), sistema este ligado a um gerador, que seria acionado por um termostato quando a temperatura na região do coto aumentasse. Quando ocorresse este aumento, o circuito seria fechado e uma corrente elétrica contínua passaria pelas barras. O Efeito Peltier ocorre justamente neste momento: trata-se de um efeito termoelétrico que ocorre devido à passagem desta corrente, quando uma das junções entre os metais tem sua temperatura diminuída e a outra tem a mesma aumentada. Invertendo-se a corrente do circuito, a junção que estava esfriando passa a esquentar e vice-versa (Ciência Hoje, 2003); (Efeito Peltier, 2003); (Feira de Ciências, 2003).

Fazendo-se o devido isolamento do coto do paciente, para que este não entre em contato com a corrente elétrica, e colocando-se a junção entre os metais que tem a temperatura diminuída próxima de seu coto, a temperatura da região baixará, devido à transferência de calor no local, e o usuário não sentirá tanto calor ali. Esta junção, por exemplo, pode ser presa a um composto metálico de alta resistividade, que por sua vez

entraria em contato com o coto (vide figura 5.2). Desta forma, a transferência de calor entre a junção das barras e o coto seria satisfatória e o coto ficaria isolado eletronicamente, livre da corrente elétrica que passa pelas barras. Um fato que poderia auxiliar o uso deste sistema é que existem, no mercado, módulos de Efeito Peltier disponíveis em tamanhos variados (Cunha, 2002).

O custo deste sistema, bem como sua performance, precisará ser cuidadosamente avaliado para se concluir sobre sua viabilidade ou não, visto que os refrigeradores que utilizam o Efeito Peltier, em geral, apresentam alto custo e baixo coeficiente de performance (Ciência Hoje, 2003); (Efeito Peltier, 2003).

Precisa-se lembrar que o uso do sistema com o Efeito Peltier também traria algumas desvantagens, além da vantagem de conforto térmico já comentada: além do aumento de peso, custo e consumo de energia da prótese, se for mau utilizado este sistema pode levar à perda da sensibilidade no local de contato do mesmo com a pele do paciente, devido à adaptação dos seus receptores sensoriais (Cunha, 2002). Um outro possível problema que ele traria seria a condensação de água na região de contato entre o sistema e o coto, devido a esta estar fria e à liberação de vapor do coto. Esta condensação seria um fator de desconforto para o paciente.

Figura 5.2: Nova concepção de Encaixe de Próteses proposta, que utiliza o Efeito Peltier.

5.8.2.1 Aplicação da Técnica FIRE

Para se chegar à conclusão de quais das sugestões expostas nas tabelas 5.15 e 5.16 são as mais adequadas, optou-se pela utilização da técnica FIRE (Csillag, 1995). Esta consiste em uma análise das sugestões do ponto de vista de quatro requisitos, que com suas primeiras letras formam o nome da técnica: Funções, Investimento, Resultado e Exeqüibilidade (Csillag, 1995). Desta forma, estipulou-se um critério de comparação entre as possibilidades de soluções para atendimento a cada função requerida para o produto.

A metodologia adotada foi a seguinte: para cada uma das funções relevantes e indesejáveis das tabelas 5.15 e 5.16, foi feita uma tabela com as sugestões selecionadas para atendimento às mesmas, sugestões estas retiradas das tabelas mencionadas. As propostas das tabelas 5.15 e 5.16 foram eventualmente combinadas entre si para serem inseridas nas tabelas do método FIRE (tabelas 5.17 a 5.29). Cada sugestão foi analisada e recebeu uma nota referente ao atendimento a cada um dos quatro critérios citados no parágrafo anterior. O resultado da produtória destas quatro notas forneceu o parâmetro de comparação deste método.

As propostas que obtivessem a maior nota na produtória citada seriam consideradas como as melhores no atendimento a cada função. A nota foi dada baseando-se no atendimento aos requisitos de cada uma das funções de uma prótese de membro superior, descritos nas tabelas 5.11 e 5.12.

Quanto às funções, a pergunta feita foi a seguinte, para cada função: esta proposta é capaz de atender a esta função satisfatoriamente? Se sim, foi dada nota 10; senão, nota 0.

Nos outros três casos (Investimento, Resultado e Exequibilidade), a nota poderia variar entre 0 e 10 (não era 0 ou 10, como no caso anterior). A escala, nestes casos, funcionou da seguinte forma:

- 0: Não atendimento em absoluto ao requisito.
- 1 a 2: Atendimento ruim (insatisfatório) ao requisito.
- 3 e 4: Atendimento regular ao requisito.
- 5 e 6: Atendimento bom (satisfatório) ao requisito.
- 7 e 8: Atendimento muito bom ao requisito.
- 9 e 10: Atendimento excelente (completo) ao requisito.

Com relação ao investimento envolvido, a nota foi melhor quanto menor fosse o investimento estimado envolvido para o desenvolvimento e confecção da proposta analisada.

No que diz respeito ao resultado de cada proposta, a nota foi tanto maior quanto melhor foi o desempenho considerado no atendimento à função de cada sistema. O enfoque adotado para o uso da metodologia FIRE neste caso difere um pouco do utilizado na fonte encontrada que mencionou este método (Csillag, 1995), que é principalmente econômico, ou seja, o resultado no caso foi tanto melhor quanto maior a economia conseguida com a implantação da proposta.

Por último, a exequibilidade foi avaliada da seguinte forma: quanto mais fácil a execução de determinado sistema, maior sua nota neste quesito.

Um ponto importante relativo a este método precisa ser mencionado: as sugestões para atendimento a uma mesma função não necessariamente concorrem entre si. Algumas vezes, as propostas podem vir a se complementar ou serem relativas a diferentes partes do produto, no caso a prótese de membro superior.

Nas tabelas 5.17 a 5.29, estão os resultados da metodologia FIRE aplicados às funções relevantes e indesejáveis. Nestas tabelas, F equivale a funções, I a investimento, R a resultado e E a exequibilidade.

Tabela 5.17: Técnica FIRE para a função “substituir membro”.

Sugestão	F	I	R	E	F*I*R*E
Braço Artificial + Acessórios	10	3	4	3	360
Braço Artificial + Mão Artificial	10	1	8	2	160
Sistema similar aos <i>Stubbies</i> + Mão Artificial	10	2	3	2	120

O sistema similar aos *Stubbies*, mencionado na tabela 5.17 e em outras do método FIRE, somente se aplica aos amputados de braço, como já explicado anteriormente.

Vale lembrar que as notas, para cada uma das configurações candidatas, foram dadas considerando-se o atendimento à função relativa à tabela. Ou seja, não necessariamente uma mesma proposta terá a mesma nota no atendimento a funções diferentes (ela pode ser mais eficiente no atendimento a uma função que a outra).

Na tabela 5.17, relativa à função “substituir membro”, a opção braço artificial + mão artificial foi considerada como a que apresentou o melhor resultado no atendimento à função. Porém, a configuração que apresentou o melhor resultado foi a de braço artificial + acessórios, por ter necessidade de investimento menor, além de ser mais fácil sua fabricação. Acessório, neste caso, tem um sentido amplo: pode significar desde um componente passivo que somente serviria como apoio para uma atividade específica, como também um componente ativo, por exemplo um alicate acionado pelos tirantes.

Tabela 5.18: Técnica FIRE para a função “fornecer conforto” (Sist. equivale a sistema).

Sugestão	F	I	R	E	F*I*R*E
Resina, Plástico ou Borracha + Espuma	10	6	7	8	3360
Cooler (vide fig. 5.2)	10	5	5	7	1750
Estrutura com Furos não aparentes + Pele de Látex	10	6	4	7	1680
Sist. de Tirantes tipo Cinto de Segurança de Automóveis	10	6	3	6	1080
Sistema de Refrigeração com Efeito Peltier (vide fig. 5.3)	10	3	5	6	900
Sistema similar aos <i>Stubbies</i> , para Amputados de Braço	10	2	4	3	240

O fator, a princípio, mais importante no atendimento aos requisitos da função “fornecer conforto”, descritos na tabela 5.11, seria a utilização de materiais de densidade relativamente baixa na prótese, como resina, plástico ou borracha, além de espuma (vide tabela 5.18). Os materiais poliméricos, assim como os fibrosos, em geral têm densidade

consideravelmente menor que os metais, inclusive o alumínio, que por sua vez tem massa específica inferior a 40% da do aço (Callister, 1999). O uso de materiais de baixa densidade é fundamental para que a prótese fique leve e possa ser utilizada por 12 horas diárias sem causar grande incômodo ao seu usuário – este é o requisito relativo à função “fornecer conforto”, exposto na tabela 5.11.

O encaixe com *cooler* ficou em segundo lugar no atendimento à função “fornecer conforto” (vide tabela 5.18). Este tipo de sistema de refrigeração acabou obtendo resultado melhor que o sistema que utiliza o Efeito Peltier, pois a exequibilidade do sistema com *cooler* a princípio é mais simples, além do investimento envolvido ser menor. Foram considerados também os possíveis problemas que estes dois tipos de sistema possuem e já foram mencionados.

Tabela 5.19: Técnica FIRE para a função “receber estímulos (captar sinais de controle)”, ligada ao controle da prótese.

Sugestão	F	I	R	E	F*I*R*E
Sistema Mioelétrico de Captação de Sinais	10	3	8	8	1920
Sist. de Tirantes tipo Cinto de Segurança de Automóveis	10	7	3	7	1470
Sistema de Tirantes Convencional	10	8	2	9	1440
Sistema similar aos <i>Stubbies</i> , para Amputados de Braço	10	2	6	3	360

Como pode ser observado na tabela 5.19, o sistema mioelétrico de captação de sinais foi o que obteve o melhor resultado no atendimento à função “receber estímulos”. Isto se deve ao fato de que, com este sistema, os movimentos dos músculos remanescentes do coto são em geral intuitivos e naturais (por exemplo, o movimento do mesmo grupo muscular que faria a mão abrir fará a prótese de mão abrir, e vice-versa), o que não ocorre com o uso de tirantes para o controle da prótese.

Tabela 5.20: Técnica FIRE para a função “fixar prótese” (prover fixação).

Sugestão	F	I	R	E	F*I*R*E
Encaixe com Resina (padrão utilizado atualmente)	10	8	7	9	5040
Encaixe com Espuma	10	6	7	6	2520
Engate Rápido	10	6	5	6	1800
Luva de Borracha	10	6	5	3	900
Encaixe a Vácuo	10	4	6	3	720
Rosca	10	4	4	4	640
Ímã	10	3	4	4	480

Para a fixação da prótese, o encaixe com resina (padrão utilizado atualmente) foi o que obteve o melhor resultado, com grande vantagem em relação aos seus concorrentes – vide tabela 5.20. Isto se deve ao fato de ele ter sido considerado como satisfatório pelos usuários entrevistados e ser atualmente fabricado normalmente – é facilmente exequível.

Tabela 5.21: Técnica FIRE para a função “prover estética”.

Sugestão	F	I	R	E	F*I*R*E
Pele de Látex com Pêlo Opcional e Cor da Pele do Dono	10	6	9	9	4860
Réplica em Borracha	10	7	6	8	3360
Mão Artificial	10	2	8	2	320
Acessórios	0	8	3	9	0

Para o atendimento à função “prover estética”, ligada diretamente à aparência da prótese, a pele de látex com pêlo opcional e cor da pele do dono foi a que obteve o melhor resultado, devido às suas características de aparência antropomórficas – vide tabela 5.21.

Tabela 5.22: Técnica FIRE para a função “gerar sinais táteis”.

Sugestão	F	I	R	E	F*I*R*E
Sensor de Temperatura + Sistema de Retroalimentação	10	3	4	3	360
Sensor de Força + Sistema de Retroalimentação	10	2	3	2	120

Aos sensores de força e temperatura foram acrescentados sistemas de retroalimentação porque somente desta forma vai ser possível que haja um *feedback* de algum sinal ao paciente. Em outras palavras, somente os sensores não fornecem “tato” ao paciente – deve-se utilizar, juntamente com eles, um sistema de realimentação dos sinais táteis captados pelos sensores ao paciente.

O sensor de temperatura foi o que obteve a maior nota no atendimento à função “gerar sinais táteis” (vide tabela 5.22). Isto se deve porque o investimento necessário estimado envolvido na pesquisa e fabricação deste sistema é menor que o investimento similar para a confecção do sensor de força, além da exequibilidade do sensor de temperatura ser também, em princípio, mais simples.

A geração de sinais táteis é uma necessidade das próteses modernas, sendo uma das requisições mais freqüentes dos seus usuários (Cunha, 2002). Isto pôde também ser verificado nas quatro entrevistas realizadas neste trabalho (vide Apêndice V) – todos os entrevistados consideraram a função “gerar sinais táteis” como relevante.

O objetivo desta função (“gerar sinais táteis”) é fornecer alguma sensação ao usuário referente ao objeto no qual o terminal de sua prótese está encostando. Uma maneira de se exprimir esta sensação de tato é através da transmissão de força aplicada pela prótese e da temperatura no qual o terminal da prótese encosta (Cunha, 2002) – daí vem a necessidade dos sensores de temperatura e de força, juntamente com sistemas de retroalimentação de sinais ao paciente.

Uma observação referente ao método FIRE, ligada ao que já foi comentado: os sensores de temperatura e de força, presentes na tabela 5.22, são casos de propostas para atendimento a uma mesma função que não competem entre si e podem ser utilizadas conjuntamente – cada um deles trata de um aspecto diferente do atendimento à função “gerar sinais táteis”.

Os sensores de força e temperatura, mencionados na tabela 5.22, poderiam ser, a princípio, os que foram selecionados em uma pesquisa comparativa já realizada: FSR’s (*Force Sensing Resistors*) como sensores de força e termistores como sensores de temperatura (Cunha, 2002). O uso destes sensores seria de fundamental importância para o atendimento de vários dos requisitos de uma prótese, como mencionado nos parágrafos anteriores, e já está contemplado na concepção da Mão de São Carlos – vide figura 2.20 (Cunha, 2002). A mão MARCUS também fornece alguma retroalimentação ao seu usuário, pois também utiliza FSR’s e pequenos microfones, estes últimos utilizados para detectar se o objeto agarrado está escorregando, através da vibração neles gerada quando isto ocorre (Kyberd et. al, 1995). A mão de Southampton também oferece alguma retroalimentação ao seu usuário, pois possui sensores em sua concepção (Kyberd; Chappell, 1995); (Kyberd et al., 2001); (Southampton Hand, 2003).

Tabela 5.23: Técnica FIRE para a função “prover atrito”.

Sugestão	F	I	R	E	F*I*R*E
Pele de Látex Anti-Derrapante	10	6	8	8	3840
Réplica em Borracha	10	8	4	8	2560
Sensor de Força	10	2	4	2	160

Com relação à função “prover atrito”, contemplada na tabela 5.23, a pele de látex anti-derrapante foi a que obteve melhor resultado no método FIRE. Isto se deve ao fato de que o atrito fornecido pelas peles atualmente disponíveis nas próteses foi considerado em geral como satisfatório pelos usuários entrevistados (vide Apêndice V). Além disto,

esta pele é algo já fabricado atualmente, como será visto posteriormente – com isto, obteve alta nota no quesito exequibilidade.

Tabela 5.24: Técnica FIRE para a função “travar terminal”.

Sugestão	F	I	R	E	F*I*R*E
Sistema Mioelétrico de Captação de Sinais	10	4	6	6	1440
Sist. de Tirantes tipo Cinto de Segurança de Automóveis	10	6	3	7	1260

Tabela 5.25: Técnica FIRE para a função “bloquear punho”.

Sugestão	F	I	R	E	F*I*R*E
Sistema Mioelétrico de Captação de Sinais	10	4	6	5	1200
Sist. de Tirantes tipo Cinto de Segurança de Automóveis	10	6	3	6	1080

Tabela 5.26: Técnica FIRE para a função “travar cotovelo”.

Sugestão	F	I	R	E	F*I*R*E
Sistema Mioelétrico de Captação de Sinais	10	4	6	5	1200
Sist. de Tirantes tipo Cinto de Segurança de Automóveis	10	6	3	6	1080

Nas tabelas 5.24, 5.25 e 5.26 estão os resultados da técnica FIRE para o atendimento às funções de travamento da prótese – travamento de terminal, punho e cotovelo. Nestes casos, o sistema que obteve a maior nota foi o mioelétrico de captação de sinais. A sua nota foi maior principalmente porque o resultado deste sistema no atendimento aos requisitos destas funções, a princípio, seria consideravelmente melhor que o do sistema de tirantes flexível como o observado em cintos de segurança de automóveis (vide tabelas mencionadas neste parágrafo).

A exequibilidade do sistema de travamento do terminal (vide tabela 5.24) é, a princípio, mais simples que nos outros dois casos (vide tabelas 5.25 e 5.26), porque se assumiu que o travamento do terminal era prioritário em relação ao do punho e do cotovelo - o travamento do terminal foi considerado como uma função mais relevante que os outros dois tipos de travamento pelos usuários entrevistados. Com isto, imaginou-se que o projeto do sistema de travamento do terminal utilizaria os recursos (músculos, eventualmente) mais apropriados do coto do paciente para sua execução, o que tornaria o projeto dos outros dois sistemas de travamento um pouco mais complicado que este.

Com relação às funções indesejáveis, o procedimento adotado foi similar ao com as funções relevantes (vide tabelas 5.27 a 5.29). O objetivo era obter uma nota, um parâmetro de comparação, para cada uma das propostas de minimização selecionadas, listadas na tabela 5.16. Porém, para três funções – “limitar movimentos”, “gerar custo” e

“gerar manutenção”, não houve possibilidade de aplicação do método FIRE, devido a não haver mais de uma sugestão (em dois destes casos, não houve sugestão alguma) para atendimento a cada uma destas funções.

Não houve sugestão específica para atendimento às funções “gerar custo” e “gerar manutenção”, devido principalmente às propostas de próteses, apesar de terem chegado a um nível de detalhe que permite sua descrição, não terem chegado ao nível de detalhe que permite análise e comparação de custos entre os componentes das configurações - este seria um passo posterior ao que foi atingido da aplicação da metodologia proposta para este produto.

Na verdade, a aplicação da metodologia proposta, descrita neste capítulo, não chegou ao ponto em que fosse o momento de haver análises detalhadas de custo e manutenção, até porque a preocupação maior foi com como atender aos requisitos das próteses, sem se pensar nos aspectos de custo e manutenção – estes aspectos, que foram tratados como secundários até o momento, ganharão a devida importância em passos posteriores da aplicação do método descrito no capítulo 4.

Tabela 5.27: Técnica FIRE para a minimização da função “gerar peso”.

Sugestão	F	I	R	E	F*I*R*E
Réplica em Borracha com Espuma.	10	7	6	8	3360
Resina, Plástico ou Borracha como Materiais da Prótese	10	6	5	8	2400
Estrutura com Furos não Aparentes	10	6	5	7	2100

Tabela 5.28: Técnica FIRE para a minimização da função “gerar desconforto”.

Sugestão	F	I	R	E	F*I*R*E
Meia no Coto	10	9	4	9	3240
Resina, Plástico ou Borracha como Materiais da Prótese	10	5	6	8	2400
Réplica em Borracha com Espuma.	10	6	4	8	1920

Tabela 5.29: Técnica FIRE para a minimização da função “gerar calor”.

Sugestão	F	I	R	E	F*I*R*E
<i>Cooler</i> (vide fig. 5.2)	10	5	6	6	1800
Sistema de Refrigeração com Efeito Peltier (vide fig.5.3)	10	3	6	5	900

Quanto à função “gerar peso”, o sistema que obteve a melhor nota para minimização da mesma foi uma réplica em borracha da parte do braço perdida, preenchida com espuma, principalmente devido à sua leveza (vide tabela 5.27). A meia no coto obteve o melhor resultado na minimização da função “gerar desconforto” (vide

tabela 5.28) devido à sua extrema simplicidade e baixo investimento necessário para sua confecção. Esta meia ajudaria a absorver o suor do coto e provocar uma melhor sensação térmica ao paciente na região. Esta meia poderia, por exemplo, ser composta de produtos que se utilizassem de tecnologia similar à dos modernos equipamentos esportivos que ficam em contato com a pele.

Por último, para a minimização da função “gerar calor” (vide tabela 5.29), houve dois candidatos: o sistema com o *cooler*, descrito na figura 5.1, e o que utiliza o Efeito Peltier, descrito na figura 5.2. O sistema com o *cooler*, apesar dos potenciais problemas que seu uso acarretará e já foram mencionados, obteve o melhor resultado, por razões já descritas anteriormente abaixo da tabela 5.18.

Vale ressaltar também que uma possível forma de se minimizar a geração de calor seria fazendo-se com que o suor evapore ou seja escoado para algum lugar relativamente longe da pele do paciente – sem muito contato com o suor, a sensação de desconforto do paciente causada pelo calor na região certamente diminuirá.

Para um auxílio na obtenção das melhores configurações de prótese a que se chegou, optou-se pela confecção da tabela 5.30, que contém as sugestões que obtiveram os dois melhores resultados no atendimento a cada uma das funções com o uso da técnica FIRE.

Tabela 5.30: Sistemas que obtiveram os dois melhores resultados no atendimento a cada uma das funções, com a aplicação da Técnica FIRE.

Função	Sugestão com Melhor Resultado no Atendimento a esta Função de acordo com a Metodologia FIRE aplicada	Sugestão com Segundo Melhor Resultado no Atendimento a esta Função de acordo com a Metodologia FIRE aplicada
Substituir Membro	Braço Artificial + Acessórios	Braço Artificial + Mão Artificial
Fornecer Conforto	Resina, Plástico ou Borracha + Espuma	Encaixe da Prótese com <i>Cooler</i>
Receber Estímulos (Captar Sinais de Controle)	Sistema Mioelétrico de Captação de Sinais	Sistema de Tirantes tipo Cinto de Segurança de Automóveis
Fixar Prótese	Encaixe com Resina (padrão utilizado atualmente)	Encaixe com Espuma
Prover Estética	Pele de Látex com Pêlo Opcional e Cor da Pele do Dono	Réplica em Borracha
Gerar Sinais Táteis	Sensor de Temperatura	Sensor de Força
Prover Atrito	Pele de Látex Anti-derrapante	Réplica em Borracha
Travar Terminal	Sistema Mioelétrico de Captação de Sinais	Sistema de Tirantes tipo Cinto de Segurança de Automóveis
Bloquear Punho	Sistema Mioelétrico de Captação de Sinais	Sistema de Tirantes tipo Cinto de Segurança de Automóveis
Travar Cotovelo	Sistema Mioelétrico de Captação de Sinais	Sistema de Tirantes tipo Cinto de Segurança de Automóveis
Gerar Peso (Minimizar)	Réplica em Borracha com Espuma	Resina, Plástico ou Borracha + Espuma
Gerar Desconforto (Minimizar)	Meia no Coto	Resina, Plástico ou Borracha + Espuma
Limitar Movimentos (Minimizar)	-	-
Gerar Calor (Minimizar)	Encaixe da Prótese com <i>Cooler</i>	Encaixe da Prótese com Sist. que utiliza o Efeito Peltier
Gerar Custo (Minimizar)	-	-
Gerar Manutenção (Minimizar)	-	-

5.8.3 Propostas de Soluções Completas para o Produto

Nesta etapa, chegou-se ao estágio de, com as sugestões selecionadas no item anterior, serem propostas novas soluções completas para o produto com a utilização de várias das sugestões sendo utilizadas em conjunto. Analisando-se as possibilidades possíveis e com o auxílio também das duas propostas completas de prótese sugeridas no *brainstorming* realizado (vide item 5.7), foi obtido um conjunto de propostas de próteses de membros superiores, que será descrito posteriormente.

A descrição, neste momento, ainda estará no nível de concepção do produto e não será detalhada. Só deverá chegar a ser detalhada a proposta considerada como a melhor, ou as propostas consideradas como as melhores, pelos usuários que deverão ser consultados posteriormente. Porém, apesar de ainda não serem detalhadas, as propostas já deverão descrever o produto final satisfatoriamente, até para as mesmas poderem ser imaginadas pelos usuários que as analisarem.

Na tabela 5.31, estão as configurações completas de próteses propostas, que representam um importante resultado do trabalho. Elas foram obtidas com a utilização das sugestões consideradas como as melhores no atendimento às funções que uma prótese deve desempenhar, de acordo com o método FIRE utilizado – estas sugestões estão na tabela 5.30.

Foram propostas 20 configurações de próteses, devido à possibilidade de combinações de diferentes componentes e sistemas que atendiam às funções necessárias. Na verdade, havia mais de 20 combinações possíveis, mas foram selecionadas, com base nos estudos realizados durante este trabalho, as que foram consideradas as melhores dentre todas as possíveis – os comentários que estão logo após a tabela 5.31 explicam as escolhas feitas.

Tabela 5.31: Configurações Completas de Próteses Propostas, de acordo com o atendimento às funções e requisitos descritos nas tabelas 5.11 e 5.12.

Função	F1	F2	F3	F4	F5	F6	F7	F8	F9	F10	F11	F12	F13	F14	F15	F16
Alts.	Componentes de cada Alt. Proposta para Atender a Cada uma das Funções															
Alt.1	C1	C6	C8	C9	C11	C12	C11	C14	C14	C14	C6	C16	C15	C16	-	-
Alt.2	C2	C6	C8	C10	C11	C13	C11	C14	C14	C14	C6	C10	C15	C10	-	-
Alt.3	C3	C6	C8	C9	C11	C13	C11	C14	C14	C14	C6	C16	C15	C16	-	-
Alt.4	C4	C6	C8	C10	C11	-	C11	C14	C14	C14	C6	C10	C15	C10	-	-
Alt.5	C5	C6	C8	C9	C11	C13	C11	C14	C14	C14	C6	C16	C15	C16	-	-
Alt.6	C1	C6	C8	C10	C11	C12	C11	C14	C14	C14	C6	C10	C15	C10	-	-
Alt.7	C2	C6	C8	C9	C11	C13	C11	C14	C14	C14	C6	C16	C15	C16	-	-
Alt.8	C3	C6	C8	C10	C11	C13	C11	C14	C14	C14	C6	C10	C15	C10	-	-
Alt.9	C4	C6	C8	C9	C11	-	C11	C14	C14	C14	C6	C16	C15	C16	-	-
Alt.10	C5	C6	C8	C10	C11	C13	C11	C14	C14	C14	C6	C10	C15	C10	-	-
Alt.11	C1	C7	C8	C9	C11	C12	C11	C14	C14	C14	C7	C16	C15	C16	-	-
Alt.12	C2	C7	C8	C10	C11	C13	C11	C14	C14	C14	C7	C10	C15	C10	-	-
Alt.13	C3	C7	C8	C9	C11	C13	C11	C14	C14	C14	C7	C16	C15	C16	-	-
Alt.14	C4	C7	C8	C10	C11	-	C11	C14	C14	C14	C7	C10	C15	C10	-	-
Alt.15	C5	C7	C8	C9	C11	C13	C11	C14	C14	C14	C7	C16	C15	C16	-	-
Alt.16	C1	C7	C8	C10	C11	C12	C11	C14	C14	C14	C7	C10	C15	C10	-	-
Alt.17	C2	C7	C8	C9	C11	C13	C11	C14	C14	C14	C7	C16	C15	C16	-	-
Alt.18	C3	C7	C8	C10	C11	C13	C11	C14	C14	C14	C7	C10	C15	C10	-	-
Alt.19	C4	C7	C8	C9	C11	-	C11	C14	C14	C14	C7	C16	C15	C16	-	-
Alt.20	C5	C7	C8	C10	C11	C13	C11	C14	C14	C14	C7	C10	C15	C10	-	-

Nesta tabela, Alt. significa alternativa, e Alts., alternativas.

A legenda da tabela 5.31 é a seguinte – as funções a que uma prótese deve atender ou minimizar receberam os símbolos de F1 a F16:

- F1 (Função 1): Substituir Membro.
- F2: Fornecer Conforto.
- F3: Receber Estímulos (Captar Sinais de Controle).
- F4: Fixar Prótese.
- F5: Prover Estética.
- F6: Gerar Sinais Táteis.
- F7: Prover Atrito.

- F8: Travar Terminal.
- F9: Bloquear Punho.
- F10: Travar Cotovelo.
- F11: Gerar Peso (Minimizar).
- F12: Gerar Desconforto (Minimizar).
- F13: Limitar Movimentos (Minimizar).
- F14: Gerar Calor (Minimizar).
- F15: Gerar Custo (Minimizar).
- F16: Gerar Manutenção (Minimizar).

Os sistemas e configurações presentes nas propostas obtidas receberam os símbolos de C1 a C16:

- C1: Braço Artificial + Acessórios.
- C2: Braço Artificial + Mão de São Carlos.
- C3: Braço Artificial + MARCUS.
- C4: Braço Artificial + Mão Mioelétrica *Otto Bock*.
- C5: Braço Artificial + Mão de Southampton.
- C6: Estrutura de Resina com furos, coberta com uma pele de látex com características do usuário.
- C7: Estrutura com barra metálica, espuma, silicone e luva cosmética.
- C8: Sistema Mioelétrico de Captação de Sinais.
- C9: Encaixe com Resina (padrão utilizado atualmente).
- C10: Encaixe com Resina e *Cooler*.
- C11: Pele de Látex Anti-Derrapante com Pêlo opcional e cor da pele do dono.
- C12: Sensor de Temperatura e Sensor de Força no Terminal (acessório).
- C13: Sensor de Temperatura e Sensor de Força no Terminal (mão).
- C14: Sistema de Tirantes tipo Cinto de Segurança de Automóveis (para amputados de braço) / Sistema Mioelétrico de Captação de Sinais (para amputados de antebraço).
- C15: A prótese, caso tenha tirantes, deve liberar ao máximo (restringir ao mínimo) o movimento do ombro oposto.
- C16: Meia no Coto.

Os terminais (C1 a C5), mencionados na linha referente à função “substituir membro” da tabela 5.31, e, principalmente, as estruturas (C6 e C7), mencionadas na coluna referente à função “fornecer conforto”, serão explicados posteriormente.

Quanto às escolhas feitas para se obterem as 20 configurações da tabela 5.31, os sistemas da tabela 5.30 foram alocados de forma que formassem configurações completas de próteses. Os aspectos considerados foram os seguintes:

- Para a função F1, “substituir membro”, optou-se por uma opção que englobasse os acessórios, relativos à opção “braço artificial + acessórios”, presente na tabela 5.30, e mais outros quatro tipos de próteses de mão, que serão mencionados posteriormente (no tópico 5.8.3.1), relativos à opção “braço artificial + mão artificial”.
- Para a função F2, “fornecer conforto”, foram escolhidos dois tipos de estruturas da prótese, que equivaleriam às possibilidades de braço artificial. Estes tipos serão descritos posteriormente, no item 5.8.3.2. Um dos tipos de estrutura é o que conteria resina, similar ao utilizado nas próteses atualmente e ligado à opção que obteve o melhor resultado no atendimento a esta função (vide tabela 5.18). O encaixe da prótese com *cooler*, segundo colocado neste quesito, não foi considerado nesta coluna porque será contemplado em funções posteriores (nas funções F4, “fixar prótese”, e F14, ligada à minimização da geração de calor), portanto estando presente em algumas das configurações da tabela.
- A opção equivalente a uma réplica em borracha da prótese, presente em três funções na tabela 5.30 (F5, “prover estética”, F7, “prover atrito”, e F11, minimização da geração de peso), não foi utilizada na tabela 5.31 porque seria equivalente a uma prótese estética, sendo que neste trabalho, como já mencionado, o objetivo é a obtenção de uma prótese o mais funcional possível.

- Quanto à solução para a função de minimização da geração de calor, foram colocadas duas opções: encaixe com *cooler* (vide figura 5.1) e meia no coto. A primeira opção foi considerada como a melhor no atendimento a esta função (vide tabela 5.30), e, como opção ao *cooler* nesta coluna, foi escolhido o uso de meia no coto. A meia no coto foi o que obteve a melhor nota no atendimento à função F12, “gerar desconforto”, e por isto precisava ser contemplada na tabela 5.31. Ela foi utilizada nesta coluna porque, nas configurações, quando não se utilizou o *cooler*, optou-se pela utilização de uma meia no coto (vide tabela 5.31). Portanto, considerou-se adequado colocar estas duas opções no mesmo ponto da tabela – isto faz parte das alocações, já mencionadas, que foram feitas nas opções da tabela 5.30 para que as configurações propostas ficassem da melhor forma possível.
- A segunda opção relativa à minimização da geração de peso na tabela 5.30 dizia respeito à estrutura da prótese, e não foi utilizada neste local da tabela 5.31 por já ter sido utilizada em outras colunas da referida tabela. Uma das colunas em que isto ocorreu foi na relativa ao atendimento à função de minimização da geração de desconforto (F12), e por isto também a opção de meia no coto não foi utilizada neste ponto da tabela.
- Não foi considerado na tabela 5.31 o encaixe com o Efeito Peltier (vide figura 5.2), mencionado na tabela 5.30, para que não fosse gerado um número muito grande de possibilidades possíveis. Um fator importante foi que se considerou que o *cooler* poderia substituir, e com vantagens, este tipo de encaixe (vide tabelas 5.18 e 5.29).

- Como já mencionado, não houve sugestão específica para atendimento às funções de minimização de geração de custo e de manutenção – por isto, as colunas da tabela 5.31 referentes a estas funções (F15 e F16) ficaram vazias.
- A opção relativa à função F13 (minimização da limitação de movimentos) contemplada na tabela 5.31 na verdade não foi uma proposta de sistema, mas apenas uma lembrança de um importante requisito da prótese ligado a esta função.
- A aquisição do sinal de controle desta prótese seria mioelétrica, pois esta forma de aquisição do sinal foi considerada como a mais eficiente em outra pesquisa realizada (Cunha, 2002). Esta aquisição mioelétrica também vai de encontro a uma sugestão muito presente entre as selecionadas nos tópicos anteriores: a da prótese ser um equipamento eletrônico. Apenas nos casos de amputados de braço é que poderia eventualmente ser utilizado um sistema de tirantes, e não mioelétrico, para o travamento (interrupção voluntária do movimento, tornando o componente rígido até que seja destravado voluntariamente) do terminal, do punho e do cotovelo da prótese.
- Seria recomendável que os terminais, em especial as próteses de mão, fossem equipados com sensores de força e temperatura, o que proporcionaria um maior controle e uma certa sensibilidade ao usuário durante o uso do produto (vide tabela 5.22). Em outras palavras, estes sensores ajudariam para que, de alguma forma, o usuário “sentisse” o que está pegando. Este fato é necessário devido à relevância da função “gerar sinais táteis” (vide tabela 5.11). Nos casos em que o terminal era a mão Mioelétrica *Otto Bock* (Blohmke, 1994), como esta mão não possui nenhum tipo de realimentação com sensores, o campo relativo a esta função ficou vazio na tabela 5.31 (vide coluna referente à função F6 – “gerar sinais táteis” – da tabela mencionada).

- Neste nível de análise, não se consideraram diferentes tipos de próteses de cotovelos, pois o principal enfoque das sugestões e do trabalho foi dado à estrutura, ao encaixe e ao terminal das mesmas. Nos casos de necessidade de prótese de cotovelo, as próteses propostas poderiam conter algum dos tipos disponíveis atualmente no mercado.

Na tabela 5.31, pode-se perceber que um mesmo sistema pode ser utilizado no atendimento a várias funções diferentes, o que é muito positivo.

As próteses deveriam também ser acompanhadas de um manual de auxílio ao seu usuário (sugestão obtida no *brainstorming*), para auxiliá-lo em algumas situações e quanto ao seu uso. Além deste manual, é fundamental um acompanhamento profissional adequado do usuário para que o mesmo aprenda a utilizar a prótese e se reabilite da melhor forma possível com ela.

Na figura 5.3, há um esquema que resume as 20 possibilidades de próteses descritas na tabela 5.31. Ou seja, trata-se de uma figura que ilustra, de alguma forma, que componentes teriam as configurações de próteses que foram encontradas.

Figura 5.3: Esquema que resume as possibilidades de Configurações de Próteses expostas na tabela 5.31.

A seguir, serão feitas breves considerações sobre as possibilidades de terminal e de estrutura do braço artificial das próteses mencionadas na tabela 5.31.

5.8.3.1 Propostas de Terminais de Próteses de Membro Superior

Os terminais das próteses poderiam ser mãos artificiais ou acessórios aplicados a alguma atividade específica dos usuários, como por exemplo a seu trabalho. Para se facilitar a formação dos grupos de propostas, os acessórios foram colocados todos em um só grupo. Ou seja, a prótese que tivesse a possibilidade de contar com acessórios poderia contar com vários tipos deles.

Há muitos tipos de acessórios, sendo que muitos deles foram sugeridos no *brainstorming* realizado. Como exemplo, pode-se citar lanterna, *laser pointer*, secador de cabelo, escova, e os terminais ligados ao trabalho do usuário, como alicate, dispositivo para auxílio na soldagem, etc.

A utilização do mencionado conjunto de acessórios estaria muito ligada à sugestão do segundo grupo do *brainstorming* realizado (vide tópico 5.7).

Foram contemplados quatro tipos de mão artificial (vale lembrar que existem muito mais de quatro tipos de mão artificial), que, com as pesquisas realizadas durante este trabalho, foram considerados os mais adequados para as aplicações propostas: mão mioelétrica *Otto Bock* (Blohmke, 1994) – vide figura 2.9, mão de São Carlos (Cunha, 2002) – vide figura 2.20 -, MARCUS (Kyberd et. al, 1995), e mão de Southampton (Kyberd; Chappell, 1995); (Kyberd et al., 2001); (Southampton Hand, 2003) – vide figura 2.19. Há considerações sobre cada um destes tipos de mão no capítulo 2 deste trabalho. Como já mencionado, destas quatro mãos, apenas a *Otto Bock* (Blohmke, 1994) está disponível comercialmente atualmente. Os outros três tipos estão em nível de pesquisa.

As propostas que utilizassem mãos artificiais teriam as seguintes características: a principal vantagem das próteses deste grupo seria uma aparência muito satisfatória, o que é muito importante, sem um sacrifício da sua funcionalidade com isto. Estas próteses seriam indicadas para uso dos pacientes no dia-a-dia, para funções gerais e cotidianas, além delas serem muito indicadas, devido à aparência próxima ao braço humano que possuiriam, para o uso dos pacientes em seu convívio social.

As próteses que utilizassem acessórios, por sua vez, privilegiariam a parte funcional, focada ao trabalho, das próteses, em detrimento de sua aparência. Como os

encaixes propostos e as partes estruturais das mesmas teriam uma aparência satisfatória e próxima da humana, a grande diferença em termos de aparência das próteses propostas seria quanto ao seu terminal.

5.8.3.2 Propostas de Partes Estruturais de Próteses de Membro Superior

A parte da prótese correspondente ao antebraço e, eventualmente, ao braço, poderia ser de dois tipos diferentes – tratam-se dos componentes C6 e C7 da tabela 5.31:

- O sistema correspondente ao C7 da tabela 5.31 seria uma barra fina metálica, de alumínio, por exemplo, revestida de espuma, uma camada de silicone e uma luva cosmética de borracha anti-derrapante removível com pêlos que funcionaria como uma pele artificial e teria a cor similar à da pele do paciente. Esta luva cobriria o braço totalmente, até chegar ao coto do paciente, e seria fundamental que tivesse realmente uma aparência muito próxima da pele do mesmo. A camada de silicone teria o intuito de provocar uma impressão mais próxima da real a uma pessoa que tocasse a prótese do braço. Ou seja, a pessoa que tocasse esta prótese teria uma impressão próxima da que teria se tocasse um braço normal. Na região de contato com o coto, a barra seria conectada a um encaixe. Esta sugestão foi muito influenciada por uma fornecida pelo primeiro grupo no *brainstorming* realizado (vide tópico 5.7).

Existe uma empresa nos Estados Unidos, chamada *Aesthetic Concerns Prosthesis Inc.*, que fabrica, entre outros produtos, uma pele artificial para próteses que possui uma aparência muito próxima da pele humana. Esta pele, chamada *LivingSkin*, poderia ser utilizada como o revestimento para a estrutura metálica mencionada acima, ao invés da luva cosmética mencionada no parágrafo anterior (seria mais uma opção). Uma ilustração que compara a pele humana com a *LivingSkin* está na figura 5.4 (LivingSkin, 2003). Também já há quem fabrique um tipo de pele artificial para próteses no Brasil - um exemplo é a *Ortopedia Gonzalez* (Ortopedia Gonzalez, 2004).

Figura 5.4: Comparação da pele humana com a pele protética *Livingskin* (Livingskin, 2003).

- A segunda forma possível de parte estrutural da prótese, correspondente ao sistema C6 da tabela 5.31, seria composta de resina, como ocorre nos encaixes externos das próteses utilizadas atualmente (vide figura 2.11), só que perfurada em vários lugares para que fique mais leve e revestida com a luva cosmética mencionada na opção anterior, de forma que aparentemente esta parte ficasse com uma aparência satisfatória mesmo com a sua resina perfurada em vários pontos.

Para os casos de coto de braço (casos de usuários que tiveram o cotovelo amputado), poderiam eventualmente ser utilizadas estruturas similares aos *stubbies* (estruturas sem cotovelo), principalmente quando se tratasse de amputados bilaterais. A estrutura dos *stubbies* poderia ser tanto a C6 como a C7, mencionadas anteriormente (vide tabela 5.31). A aparência estética (e o antropomorfismo) de fato não ficaria satisfatória, mas o conforto obtido e até, em muitos casos, a funcionalidade, aumentariam consideravelmente para o paciente, devido à eliminação da necessidade da prótese de cotovelo. Esta sugestão é fruto da sugestão do terceiro usuário entrevistado no trabalho (vide Apêndice V) e, como já exposto, análoga ao caso utilizado no treinamento de alguns casos de usuários de próteses de membros inferiores (Boccolini, 2000).

Agora será feita, como exemplo, uma comparação entre as propostas expostas na tabela 5.31 através de uma matriz de decisão (Kaminski, 2000), para que se chegue às consideradas melhores dentre as 20 possíveis. Ressalta-se que poderia eventualmente ser utilizado algum outro método de comparação entre as configurações (nas conclusões

deste trabalho, capítulo 6, serão feitas considerações a este respeito), mas se considerou que esta poderia ser adequada neste caso. Também será feita uma segunda matriz de decisão apenas com os três tipos de prótese estudados no trabalho

Ressalta-se que as 20 propostas da tabela 5.31 já são resultado de várias análises e seleções realizadas, portanto são propostas que atendem a uma parte considerável dos requisitos de uma prótese de membro superior (vide tabelas 5.11 e 5.12). A matriz de decisão somente está sendo feita porque se chegou a um número muito grande de configurações candidatas (se somente fosse obtida uma ou duas propostas, esta matriz não seria necessária).

Outro ponto importante: o resultado da matriz de decisão mencionada não deverá, de forma alguma, ser considerado como definitivo. Para que se chegue a uma conclusão mais embasada sobre qual configuração de prótese é a potencialmente melhor, será necessária a opinião dos usuários sobre o resultado da matriz de decisão, e, eventualmente, sobre os critérios adotados na matriz de decisão, caso possível, para que se obtenha finalmente a proposta (ou o conjunto de propostas) que deverá ter seu protótipo construído para testes. Somente a partir de protótipos devidamente testados é que as conclusões ficarão realmente embasadas. Este assunto faz parte da metodologia proposta neste trabalho (vide capítulo 4).

Para que fosse executada uma análise mais criteriosa das soluções a que se chegou na tabela 5.32, uma comparação delas com as próteses atuais fez-se necessária. Para isto, foi feita uma nova matriz de decisão, apenas com as três próteses comercialmente disponíveis estudadas em detalhe no capítulo 5 deste trabalho. Esta matriz está na tabela 5.33.

5.8.4 Exemplo de Comparação das Soluções Propostas através de uma Matriz de Decisão

Na tabela 5.32 está a matriz de decisão das soluções obtidas (Kaminski, 2000) - ela tem o intuito de comparar as sugestões obtidas por meio de notas que são dadas a cada uma de acordo com alguns critérios. Nesta fase, ainda há uma certa subjetividade na comparação, mas esta já está bem menor que no início do trabalho, e este é um importante passo para que os resultados fiquem cada vez mais objetivos e melhores.

As notas nesta matriz, como já ressaltado, foram atribuídas de forma subjetiva, e dependem do nível de conhecimento de quem faz a análise. Como parte da metodologia

proposta (vide capítulo 4) e para melhor qualidade do produto final, é importante que as soluções consideradas como melhores sejam avaliadas e comparadas entre si por usuários de próteses atualmente disponíveis.

Apesar das notas das propostas serem de fato algo subjetivo, elas foram baseadas em algum critério. Os critérios adotados de comparação entre as próteses foram os seguintes: domínio tecnológico atual, capacidade de substituir o membro superior, conforto durante o uso e estética. Os pesos atribuídos aos critérios foram os seguintes:

- Capacidade de Substituir o Membro Superior: 3;
- Conforto durante o Uso: 3;
- Domínio Tecnológico Atual: 2;
- Estética: 2.

A capacidade de substituição do membro e o conforto receberam peso maior porque estas funções estão diretamente ligadas à funcionalidade e ao uso contínuo do paciente, além de serem consideradas neste trabalho como as mais importantes funções que uma prótese deve desempenhar (vide tabela 5.11).

Devido à abordagem funcional do trabalho, já discutida, não foi considerado neste momento o critério de custo de fabricação. Isto se deve também a dois fatores: o custo, nesta fase de concepção do produto, não foi considerado como uma prioridade, e, finalmente, este também não foi considerado devido ao desconhecimento do mesmo para alguns dos sistemas propostos, que não estão disponíveis no mercado ainda – alguns ainda estão nos primeiros níveis de concepção. O custo passará a ter uma relevância maior nas fases seguintes da aplicação da metodologia, em que deverá ser feito o projeto detalhado da configuração considerada a melhor para a construção de seu protótipo.

Outros critérios poderiam ser considerados na comparação via matriz de decisão (a definição dos critérios em si passa inevitavelmente por uma subjetividade): um deles seria, por exemplo, a comparação entre uma prótese e outra pelo número de componentes diferentes da tabela 5.31 nela contidos. Neste caso, quanto menor o número de componentes diferentes, maior seria a nota da prótese.

As alternativas, na matriz de decisão, estão conforme a tabela 5.31.

As notas para cada critério tiveram valor de 1 (resultado muito ruim no atendimento ao critério) a 5 (resultado ótimo no atendimento ao critério – atende completamente aos requisitos das tabelas 5.11 e 5.12 relativos a este critério), sendo que

por isto a nota de cada alternativa terá algum valor entre 10 e 50. As outras notas possíveis têm o seguinte significado: nota 2 – resultado regular no atendimento ao critério; 3 – resultado bom no atendimento ao critério; 4 – resultado muito bom no atendimento ao critério.

Tabela 5.32: Matriz de Decisão com as Propostas Obtidas.

Critério		Capacidade de Substituir o Membro Superior		Conforto Durante o Uso		Domínio Tecnológico Atual		Estética		Soma da N*P (Nota * Peso)
	Peso	3		3		2		2		
Propostas		Nota	N*P	Nota	N*P	Nota	N*P	Nota	N*P	
Alt. 1		3	9	3	9	3	6	2	4	28
Alt. 2		4	12	3	9	3	6	4	8	35
Alt. 3		3	9	2	6	3	6	4	8	29
Alt. 4		2	6	3	9	4	8	3	6	29
Alt. 5		4	12	2	6	3	6	4	8	32
Alt. 6		3	9	4	12	3	6	2	4	31
Alt. 7		4	12	2	6	3	6	4	8	32
Alt. 8		3	9	3	9	3	6	4	8	32
Alt. 9		2	6	2	6	5	10	3	6	28
Alt. 10		4	12	3	9	3	6	4	8	35
Alt. 11		3	9	3	9	3	6	2	4	28
Alt. 12		4	12	3	9	3	6	4	8	35
Alt. 13		3	9	2	6	3	6	4	8	29
Alt. 14		2	6	3	9	4	8	3	6	29
Alt. 15		4	12	2	6	3	6	4	8	32
Alt. 16		3	9	4	12	3	6	2	4	31
Alt. 17		4	12	2	6	3	6	4	8	32
Alt. 18		3	9	3	9	3	6	4	8	32
Alt. 19		2	6	2	6	5	10	3	6	28
Alt. 20		4	12	3	9	3	6	4	8	35

Os critérios adotados nas matrizes de decisão estão descritos abaixo:

- Só foi dada a nota 5, no critério do domínio tecnológico atual, para os casos em que a prótese obtida foi praticamente igual a um tipo disponível atualmente em mercado, o que só ocorreu com os dois casos em que a mão foi *Otto Bock* e o encaixe da prótese foi similar ao encontrado atualmente.

- Os casos em que foi utilizado o *cooler* (vide figura 5.1) receberam uma nota um ponto maior que os casos em que eles não foram utilizados no critério do conforto durante o uso.
- Para o caso das mãos de Southampton (Kyberd; Chappell, 1995); (Kyberd et al., 2001); (Southampton Hand, 2003), MARCUS (Kyberd et. al, 1995) e de São Carlos (Cunha, 2002), se as mesmas forem utilizadas com uma luva cosmética similar à pele humana e com pêlos, o que foi suposto, considerou-se que sua aparência seria satisfatória (cada um recebeu nota 4 no quesito estética). A Mão *Otto Bock* (Blohmke, 1994) recebeu um ponto a menos por conter o polegar um pouco maior, comparando-se com o tamanho anatômico correto do mesmo (Cunha, 1999). Os acessórios, por conterem uma estética claramente diferente da humana, ficaram com a menor pontuação neste critério.
- Quanto à capacidade de substituição do membro superior, como as mãos de Southampton (Kyberd; Chappell, 1995); (Kyberd et al., 2001); (Southampton Hand, 2003), MARCUS (Kyberd et. al, 1995) e de São Carlos (Cunha, 2002) possuem mais recursos que a *Otto Bock* (Blohmke, 1994), receberam uma nota maior que esta. Entre as vantagens estaria o fornecimento de algum tipo de *feedback* ao usuário durante seu uso. A Mão de São Carlos e a de Southampton receberam as maiores notas porque se considerou que eram os mais completos dentre todos os terminais propostos, sendo que a Mão de São Carlos também tem considerável leveza, o que é fundamental (Cunha, 2002). Os acessórios receberam nota intermediária neste quesito porque substituiriam muito bem a mão, só que para aplicações muito restritas, o que eliminaria uma das principais características da mão, que é o fato de ser multifuncional.

Vale ressaltar também que, embora a Mão de São Carlos (Cunha, 2002), a Mão de Southampton (Kyberd; Chappell, 1995); (Kyberd et al., 2001); (Southampton Hand, 2003) e a MARCUS (Kyberd et. al, 1995) não permitam o intercâmbio entre mão e acessórios (ou seja, terminais intercambiáveis, de forma que o mesmo usuário pudesse ter uma mão artificial e utilizar acessórios específicos em determinados momentos utilizando o mesmo sistema restante) devido às suas características construtivas, esta hipótese tornaria a prótese ainda mais funcional se fosse possível (isto não é possível nas próteses da tabela 5.32).

Os resultados obtidos na matriz de decisão (tabela 5.32) consideraram como melhores, somando 35 pontos, as alternativas 2, 10, 12 e 20, que são as que contém a Mão de São Carlos (Cunha, 2002) ou Mão de Southampton (Kyberd; Chappell, 1995); (Kyberd et al., 2001); (Southampton Hand, 2003) e o encaixe contendo *cooler*. Isto indica que não se considerou grande diferença, do ponto de vista funcional, entre as duas partes estruturais propostas (vide item 5.8.3.2), o que indica que deverá ser utilizada aquela que for mais leve ou, caso o peso das mesmas seja similar, aquela que tiver menor custo de fabricação.

Com relação à Mão de São Carlos (Cunha, 2002) e à Mão de Southampton (Kyberd; Chappell, 1995); (Kyberd et al., 2001); (Southampton Hand, 2003), as notas fornecidas para estes dois sistemas foram iguais porque se considerou que fossem os terminais mais completos dentre os pesquisados e por ainda não haver evidência de eventual comparação de performance entre estes dois terminais em testes com usuários. Ou seja, não foi possível, com a pesquisa realizada, ser obtida uma conclusão criteriosa de qual destes dois terminais seria o mais aplicável aos pacientes em geral. Testes práticos comparativos destes e de outros sistemas em usuários são altamente recomendáveis.

As configurações de próteses que receberam a menor nota dentre todas da tabela 5.32 foram as alternativas 1, 9, 11 e 19, que receberam 28 pontos cada. As alternativas 1 e 11 correspondem às que utilizam acessórios e não utilizam o *cooler*. As alternativas 9 e 19, por sua vez, são aquelas que utilizam a Mão *Otto Bock* (Blohmke, 1994) e também não utilizam o *cooler*. Coincidentemente, estas duas opções foram as únicas que receberam nota 5 em um quesito na tabela (domínio tecnológico atual), por serem praticamente iguais a próteses disponíveis atualmente no mercado. Isto se deve ao fato de que os outros tipos de prótese descritos têm sempre algum recurso a mais que este.

A tabela 5.33, já mencionada e contemplando as próteses estudadas em detalhe durante o trabalho, seguiu os mesmos critérios da 5.32, e as próteses foram identificadas da seguinte forma:

- Alt. A: Prótese Mioelétrica de Antebraço (vide tabela 5.1).
- Alt. B: Prótese Ativa para Desarticulação de Cotovelo (vide tabela 5.2).
- Alt. C: Prótese Híbrida para Amputação de Braço (vide tabela 5.3).

Tabela 5.33: Matriz de Decisão com as Próteses Anteriormente Estudadas.

Critério		Capacidade de Substituir o Membro Superior		Conforto Durante o Uso		Domínio Tecnológico Atual		Estética		Soma da N*P (Nota * Peso)
	Peso	3		3		2		2		
Propostas		Nota	N*P	Nota	N*P	Nota	N*P	Nota	N*P	
Alt. A		2	6	2	6	5	10	3	6	28
Alt. B		1	3	1	3	5	10	2	4	20
Alt. C		2	6	2	6	5	10	3	6	28

Fazendo-se a comparação entre os resultados da matriz de decisão que contém as propostas obtidas no trabalho (tabela 5.32) e os resultados da matriz que contém as próteses anteriormente estudadas (tabela 5.33), a situação é a seguinte: nenhuma das três próteses da tabela 5.33 teve nota superior à menor nota obtida na tabela 5.32 (28). As próteses da tabela 5.33 que chegaram a 28 pontos foram as próteses mioelétrica de antebraço (alternativa A) e híbrida de braço (alternativa C). A nota de 28 para estas próteses já era esperada, pois elas se encaixam exatamente no conceito da alternativa 9 da tabela 5.32 (prótese com mão *Otto Bock*, estrutura similar às das alternativas A e C e encaixe sem *cooler*), que teve nota total de 28. A prótese ativa acionada por força própria de cotovelo (alternativa B da tabela 5.33), por sua vez, teve um resultado muito inferior (nota total de 20) a todas as outras propostas das tabelas 5.32 e 5.33, devido ao baixo desempenho desta prótese quanto à capacidade de substituição do membro e ao conforto durante o uso. As três próteses da tabela 5.33 receberam nota 5 no quesito “domínio tecnológico atual”, pois são produtos comercialmente disponíveis.

O fato das próteses da tabela 5.33 terem resultado igual ou inferior ao encontrado nas propostas da tabela 5.32 se deve ao fato, já mencionado, de que, se qualquer uma das

próteses propostas na tabela 5.32 não é igual a nenhuma delas, então tem alguma melhoria em relação a elas (e com isto nota total maior). Ou seja, não há na tabela 5.32 próteses piores, num conceito geral (nota total), que as da tabela 5.33, visto que as da tabela 5.33 foram uma das referências para a obtenção das próteses da tabela 5.32, que geralmente têm algum recurso a mais que elas.

O próximo passo desta metodologia a ser tomado é pesquisar entre os usuários para procurar descobrir sua opinião sobre estas configurações e sobre a comparação feita entre elas, para que se conclua de fato qual é a melhor configuração de prótese dentre as tantas possíveis. Após este passo, a construção de protótipos para testes práticos da melhor sugestão, ou das duas melhores, será fundamental para que se chegue às conclusões definitivas.

5.9 Resultados da Aplicação do Método Proposto

Os principais resultados da aplicação da metodologia proposta no capítulo 4, até o ponto em que ela ocorreu, foram os seguintes:

- Apesar das dificuldades encontradas, a metodologia chegou, por ora, pois não foi aplicada na sua totalidade, aos objetivos a que se propôs até o momento: a obtenção das tabelas de requisitos de uma prótese de membro superior (tabelas 5.11 e 5.12) e de propostas de configurações deste produto (tabela 5.31) que atendessem ao máximo possível destes requisitos. Durante o processo, foram entrevistados usuários do produto (item 5.6) e foi executado um *brainstorming* para a obtenção de idéias de novos componentes de uma prótese. A metodologia foi seguida até o seu oitavo item (tópico 4.8 deste trabalho), e, como previsto, utilizou muito os princípios da Análise do Valor (Csillag, 1995); (Miles, 1972).

- As melhores propostas foram obtidas com a utilização do Método FIRE (Csillag, 1995), e, como foram muitas (20), foram comparadas entre si, a título de exemplo, através de uma matriz de decisão (tabela 5.32). Foram então obtidas quatro configurações de próteses que obtiveram os melhores resultados após as comparações. Estas configurações, basicamente, tinham ou a Mão de São Carlos (Cunha, 2002) ou a de Southampton (Kyberd; Chappell, 1995); (Kyberd et al., 2001); (Southampton Hand, 2003), além de possuir o encaixe contendo um *cooler* (vide figura 5.1) – os componentes restantes destas próteses são mencionados na tabela 5.31. Estas configurações obtiveram melhor resultado que as próteses comercialmente disponíveis, estudadas no capítulo 5 deste trabalho, numa comparação via matriz de decisão (vide tabelas 5.32 e 5.33).

6. CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Antes das conclusões finais, convém fazer um pequeno resumo deste trabalho: primeiramente, foi feita a pesquisa bibliográfica, para que fossem obtidos dados e informações sobre próteses, Análise do Valor, anatomia humana e amputações - foi feita uma introdução geral ao tema, sendo descrita a motivação do trabalho e seu objetivo; em segundo lugar, foram feitas considerações sobre os tipos de prótese mais comuns e os estudados neste trabalho, bem como sobre a metodologia de Análise do Valor, sendo enfatizados seus aspectos relacionados a este trabalho. Após isto, estão dois capítulos que são o núcleo do trabalho: no primeiro, foi proposta uma metodologia de projeto, com vistas ao projeto e melhoria de produtos, e, no segundo, foi aplicada esta metodologia às próteses de membros superiores – os principais resultados desta aplicação estão no tópico 5.9 deste trabalho.

Neste capítulo, serão primeiramente expostas as conclusões sobre a metodologia proposta e sua aplicação, e posteriormente serão expostas as conclusões gerais do trabalho. Por último, serão feitas as sugestões para trabalhos futuros.

Quanto à metodologia proposta, o principal ponto positivo deste método, descrito no capítulo 4, que pôde ser percebido durante a execução do trabalho é:

- A metodologia é clara, organizada, e pode ser aplicada a diferentes produtos, pois permite flexibilizações em determinadas partes que não a restringem. Um exemplo é na escolha da melhor solução, que pode ser feita da melhor maneira aplicada a cada caso – não há uma maneira pré-definida para esta escolha. Ou seja, esta metodologia tem uma aplicação aos produtos em geral, e não somente a próteses de membros superiores.

O principal ponto negativo da metodologia que foi observado foi:

- A quantificação das especificações do produto desejado, da qual este método depende, muitas vezes é muito difícil, por envolver freqüentemente fatores e opiniões abstratas. Esta quantificação, que depende de entrevistas com usuários e é um ponto chave do

trabalho, se não for feita de uma maneira adequada e não gerar uma tabela de especificações confiáveis e com o máximo de quantificações possíveis, compromete o mesmo. Um correto planejamento das entrevistas é fundamental para que esta etapa do trabalho seja atendida satisfatoriamente.

As conclusões gerais sobre esta metodologia estão abaixo:

- As entrevistas com os usuários e o *brainstorming* para a obtenção de sugestões de configurações de próteses mostraram-se fundamentais para o resultado final do trabalho.
- Este fato foi observado durante as entrevistas realizadas no trabalho: nos casos em que é muito claro o que o produto estudado procura substituir ou atender, para algumas das questões os anseios dos usuários são óbvios e, por isto, um cuidado por parte do entrevistador, cuidado este que deve fazer parte do planejamento das entrevistas, deve ser tomado para que este não acabe fazendo muitas perguntas óbvias que levem a respostas também óbvias e sem o efeito quantitativo desejado. A aplicação do trabalho desenvolvida no capítulo 5 foi de um produto que se enquadra neste perfil – é muito claro que as próteses de membros superiores devem procurar substituir a mão e o braço humanos.
- Para uma melhor quantificação das necessidades e especificações do produto desejado (dificuldade percebida da metodologia, já citada), poderia eventualmente ser utilizado o QFD (*Quality Function Deployment*) (Carvalho, 1997); (Cohen, 1995); (Guinta; Praizler, 1993); (Jacques et al., 1994), que é um método que procura captar a voz do cliente (ou usuário do produto) de uma forma sistemática e traduzi-la em requisitos e especificações do produto. O QFD foi proposto por Yoji Akao na década de 60, e se difundiu no Japão nos anos 70.

Posteriormente, a partir dos anos 80, começou a ser utilizado, com grandes resultados, em empresas de outros países (Carvalho, 1997). O QFD poderia vir de encontro a uma importante necessidade, que é a tradução da voz do cliente de uma forma mais eficiente. Ou seja, trata-se de uma forma de tornar cada vez objetivos os anseios subjetivos dos usuários do produto. Uma importante referência ligada a este assunto é um artigo que trata da aplicação do QFD à Engenharia de Reabilitação, no caso ao projeto de próteses mioelétricas de mão (Jacques et al., 1994).

- Quanto ao planejamento das entrevistas, o que é um requisito necessário e muito ligado à conclusão anterior, existem técnicas de elaboração de entrevistas e pesquisa de mercado que poderiam ser utilizadas e, conseqüentemente, ajudar a melhorar o método proposto neste trabalho num dos seus pontos críticos, que é a captação dos requisitos do usuário do produto (Gil, 2002); (Tagliacarne, 1986).

Quanto à particular aplicação do método proposto (vide capítulo 5), os principais pontos positivos foram os seguintes:

- Com a aplicação, foi possível a obtenção dos requisitos de uma prótese de uma forma criteriosa e da proposta de novas configurações da mesma.
- Acredita-se que as propostas de próteses, expostas na tabela 5.31, mesmo utilizando no caso descrito praticamente somente componentes já existentes, tiveram algum nível de novidade e melhoria em relação às configurações de próteses observadas atualmente, isto tudo de uma forma embasada em opiniões de usuários do produto, que são as pessoas mais indicadas para dizer o que é adequado em uma prótese e o que não é. O resultado da comparação entre as matrizes de decisão expostas

nas tabelas 5.32 (com as propostas obtidas) e 5.33 (com as próteses estudadas no trabalho) está ligado à afirmação acima, pois as propostas da tabela 5.32 apresentaram, em geral, um resultado superior (em notas de atendimento aos requisitos) ao encontrado na tabela 5.33.

Os pontos negativos da aplicação do método, que estão ligados ao que foi mencionado anteriormente neste capítulo, são:

- Houve uma clara dificuldade de se quantificar os requisitos das funções relevantes e indesejáveis que as próteses de membros superiores deveriam ter – estes requisitos estão nas tabelas 5.11 e 5.12 do trabalho. Isto se deve ao fato de que muitos destes requisitos eram subjetivos e, mesmo quando não o fossem, como no caso da determinação do peso a ser carregado por uma prótese, observou-se que os usuários tiveram dificuldade em precisar o que desejavam.
- Parte da dificuldade observada durante as entrevistas com os usuários, para que se quantificassem ao máximo os requisitos de uma prótese, pode ter sido devida também à falta de um planejamento ideal e de uma abordagem mais adequada nas entrevistas. De fato, havia um roteiro para as entrevistas – lista de prováveis funções relevantes e indesejáveis para que fossem discutidas -, mas este algumas vezes se mostrou vago e ineficiente. Portanto, a introdução de um roteiro de entrevistas mais objetivo e adequado certamente aumentaria a qualidade desta metodologia, como já citado.
- O número de usuários de prótese entrevistados foi pequeno, e a principal causa de serem entrevistadas poucas pessoas foi a dificuldade verificada para encontrar usuários de próteses de membros superiores. Foi feito mais de um anúncio em jornal procurando por usuários e foram visitados Centros de

Reabilitação, mas não foi possível se encontrar mais do que os quatro usuários entrevistados. Este fato, porém, não prejudicou os resultados do trabalho, porque, apesar dos entrevistados não terem características semelhantes como usuários de prótese (com respeito ao tipo de prótese utilizada e ao nível de amputação), pode-se dizer que os requisitos desejados por eles eram muito semelhantes no geral (vide o Apêndice V com a descrição das entrevistas feitas). Devido a este fato, as tabelas de especificações de projeto das próteses de membros superiores (tabelas 5.11 e 5.12), principais resultados das entrevistas, puderam ser obtidas de forma satisfatória.

Por último, destacam-se as seguintes conclusões gerais:

- Com relação aos objetivos deste trabalho, mencionados no tópico 1.3, pode-se dizer que foram atendidos, pois foi utilizada a Análise do Valor no projeto de próteses de membros superiores. Isto foi feito com a proposta de uma metodologia de projeto, que utiliza a mencionada Análise (vide capítulo 4), e sua aplicação ao projeto das mencionadas próteses (vide capítulo 5), mesmo que a aplicação da metodologia não tenha sido completa - faltou a aplicação dos dois últimos tópicos da mesma, que serão sugeridos como trabalhos futuros a seguir. Também de acordo com o objetivo do trabalho, foram obtidos com a aplicação os requisitos de uma prótese e foram propostas novas configurações das mesmas com alguma vantagem em relação às atualmente disponíveis.
- Considera-se que os principais resultados deste trabalho, levando-se em conta o ponto a que a aplicação da metodologia proposta chegou, foram as tabelas 5.11 e 5.12, que, como já exposto, contêm os requisitos a que uma prótese de membro superior deve atender, e a proposta da metodologia do projeto em si, descrita no capítulo 4.

- Um acompanhamento profissional qualificado é, de fato, muito importante para a recuperação e reabilitação física e psicológica do paciente amputado. Em outras palavras, não basta que seja fornecida ao usuário uma prótese funcionalmente ótima – sempre será necessário um apoio técnico e, muito importante, psicológico ao paciente para que este se reabilite e se reinsira completamente na sociedade.

- Uma conclusão a que se chegou foi a de que seria conveniente uma avaliação dos usuários e da sua relação com a prótese que utilizam. O objetivo é que o paciente não carregue na prótese componentes que não usa e agregam peso, e conseqüentemente desconforto, à mesma. Com isto, poderia surgir um tipo de prótese equivalente a uma “mão mínima”, que seria uma prótese correspondente às expectativas de determinados usuários para com ela. Isto ocorre porque há certamente pessoas que não se adaptam às próteses disponíveis atualmente e acabam deixando de utilizá-la completamente devido a isto, mas que a utilizariam se elas fossem mais cômodas e tivessem determinadas funções simples. Em outras palavras, esta “mão mínima” seria um pouco mais funcional que a prótese estética, descrita no capítulo 2, e teria algumas funções que dependeriam das necessidades de cada usuário. Certamente, este tipo de prótese não resolveria muitos dos problemas dos pacientes, nem satisfaria usuários mais exigentes, e, devido a estes fatores, pesquisas para a obtenção de próteses cada vez melhores, mais leves, funcionais e baratas continuam sendo extremamente necessárias. Sem dúvida, o usuário de uma “mão mínima” a substituirá por uma prótese mais funcional se perceber que esta a ajudará mais que anterior (isto certamente ocorrerá com o surgimento de próteses cada vez mais modernas).

- Uma importante conclusão geral a que se pode chegar é que as próteses disponíveis no mercado atualmente, via de regra, não atendem completamente, e muitas vezes nem satisfatoriamente, a seus usuários – conseqüentemente, conclui-se que hoje não há prótese no mercado que satisfaça completamente aos requisitos das tabelas 5.11 e 5.12 deste trabalho.
- Como última conclusão, pode-se dizer que o primeiro objetivo deste trabalho, que era estudar as próteses de membros superiores com o auxílio da Engenharia, e acrescentar algo a este assunto (por menor que fosse), foi atendido.

Como futuros trabalhos ligados ao assunto deste, sugere-se:

- Continuação da aplicação da metodologia descrita no capítulo 4 e realizada parcialmente no capítulo 5 deste trabalho, com a coleta da opinião de usuários de próteses atualmente disponíveis no mercado na fase em que o trabalho está, para que se chegue com um embasamento adequado às configurações de próteses consideradas como as melhores por eles.
- Na continuação da aplicação da metodologia, também poderia ser feito um *brainstorming* diferente do que foi executado, desta vez com especialistas no assunto (protesistas, fisioterapeutas, psicólogos e bioengenheiros), para que o embasamento e análise da matriz de decisão obtida e das propostas de sugestões fique cada vez maior. Um outro trabalho que poderia ser feito e que certamente embasaria os resultados da matriz de decisão (ou indicaria a necessidade de alteração das alternativas) seria uma Análise de Sensibilidade da Matriz com relação aos pesos e notas atribuídos (verificação dos resultados obtidos com a variação dos valores mencionados).

- A construção de um protótipo da configuração de prótese considerada como a melhor, a partir dos resultados do item imediatamente acima, para testes práticos com usuários.
- Aplicação da metodologia descrita no trabalho a outros produtos, com o intuito de se aperfeiçoá-la e de melhorar também o produto estudado na aplicação.
- Um estudo mais aprofundado sobre as possibilidades de introdução do QFD (Carvalho, 1997); (Cohen, 1995); (Guinta; Praizler, 1993); (Jacques et al., 1994) na metodologia de projeto proposta no capítulo 4 deste trabalho, bem como em que pontos da metodologia o QFD poderia ser utilizado. O QFD, a princípio, poderia ser muito útil na fase de pesquisa dos requisitos do usuário, com o objetivo da tradução da sua voz em especificações do produto final projetado, como já mencionado.
- Relacionada à sugestão acima, sugere-se uma avaliação criteriosa da introdução de técnicas de entrevista e pesquisa de mercado (Gil, 2002); (Tagliacarne, 1986) na metodologia proposta, para um auxílio ainda maior da captação das reais necessidades dos usuários dos produtos.
- Ligado ao desenvolvimento das próteses em si, sugere-se que se desenvolva um programa de computador que armazene as principais informações das melhores próteses disponíveis e, baseando-se nas características específicas de cada usuário, possa auxiliar, de uma forma criteriosa, a seleção da prótese mais adequada para o mesmo. Já foram feitos desenvolvimentos ligados a este assunto (Hruczkowski; Scott; Calwell, 1988).

- Execução, quando da definição das melhores soluções candidatas, e quando for aplicável ao produto estudado, de uma análise topológica do produto (Lima, 2002), para que se otimize sua configuração antes da fabricação do seu protótipo, economizando-se material e ganhando-se peso com isto, o que muitas vezes, como no caso estudado, de próteses mecânicas, pode ter fundamental relevância.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AGHILI, F.; MEGHDARI, A. Mechanical Design of a Modular Arm Prosthesis. **Proceedings of the 16th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**. Part 1, v.16, p.484-485, jun. 1994.

AUTONOMOUS SYSTEMS ENGINEERING LABORATORY. Japão. **Development of EMG Prothetic Hand**. Disponível em <<http://junji.complex.eng.hokudai.ac.jp/projects/ProstheticHand/cgi/sender.cgi?index>>. Acesso em: 29 de jun. 2003.

BIANCARELLI, A.; COLUCCI, C. Governo tenta acabar com fila por prótese. **Folha de São Paulo** (Jornal). Reportagem publicada no Caderno “Campinas”, p. C4, 21 de ago. 2002.

BIBB, R.; BROWN, R. The Application of Computer Aided Product Development Techniques in Medical Modelling – Topic: Rehabilitation and Prosthesis. **Biomedical Sciences Instrumentation**, p. 319-324, 2000.

BLOHMKE, F. **Compêndio Otto Bock**: Próteses para o Membro Superior. Berlim: Schiele & Schön, 1994.

BOCCOLINI, F. **Reabilitação**: Amputados – Amputações – Próteses. 2.ed. São Paulo: Robe Editorial, 2000.

CALLISTER, W. D. **Materials Science and Engineering: An Introduction**. 5.ed. EUA: John Wiley & Sons, 1999.

CARROZZA, M. C. et al. The Development of a Novel Biomechatronic Hand – Ongoing Research and Preliminary Results. **IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics Proceedings**, Itália, p. 249-254, jul. 2001.

CARVALHO, M. M. **QFD – Uma Ferramenta de Tomada de Decisão em Projeto**. Florianópolis, 1997. 162p. Tese (Doutorado) – Universidade Federal de Santa Catarina.

CHILDRESS, D. S. Historical Aspects of Powered Limb Prostheses. **Clinical Prosthetics and Orthotics**, 9, 1, EUA, p. 2-13, 1985.

CIÊNCIA HOJE. Brasil. **Explica o Efeito Peltier (Página da Revista Ciência Hoje)**. Disponível em <<http://www2.uol.com.br/cienciahoje/ch/ch176.htm>>. Acesso em: 08 de nov. 2003.

COHEN, L. **Quality Function Deployment – How to Make QFD Work for You**. Addison-Wesley Publishing Company, 1995.

CSILLAG, J. M. **Análise do Valor**. 4.ed. São Paulo: Editora Atlas, 1995.

CUNHA, F. L. **Obtenção e Uso dos Acoplamentos Cinemáticos Interfalangianos e Interdigitais no Projeto de Próteses Antropomórficas para Membros Superiores**. Vitória, 1999. 143p. Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal do Espírito Santo.

CUNHA, F. L. **Mão de São Carlos, uma Prótese Multifunção para Membros Superiores – Um Estudo dos Mecanismos, Atuadores e Sensores**. São Carlos, 2002. 146p. Tese (Doutorado) – Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo.

EFEITO PELTIER. Brasil. **Explica o Efeito Peltier**. Disponível em <<http://www.acssjr.hpg.ig.com.br/termoeletricidade.htm>>. Acesso em: 08 de nov. 2003.

FEIRA DE CIÊNCIAS. Brasil. **Explica o Efeito Peltier**. Disponível em <http://www.feiradeciencias.com.br/sala18/18_04.asp>. Acesso em: 08 de nov. 2003.

FERREIRA, A. B. H. **Minidicionário da Língua Portuguesa**. 2.ed. Rio de Janeiro: Editora Nova Fronteira, 1989.

GIL, A.C. **Como Elaborar Projetos de Pesquisa**. 4.ed. São Paulo: Editora Atlas, 2002.

GIRAUDET, G. **Iniciação à Aparentagem dos Deficientes Físicos**. São Paulo: Organização Andrei Editora, 1978.

GLOBO NEWS (Emissora de TV), **Programa “Espaço Aberto – Ciência e Tecnologia”**, 01 de abr. 2002.

GNT (Emissora de TV), **Programa “60 Minutes”**, 01 de jan. 2002.

GREGORY-DEAN, A. Amputations: Statistics and Trends. **Annals of the Royal College of Surgeons of England**, v. 73, p.137-142, 1991.

GUINTA, L. R.; PRAIZLER, N. C. **“Manual de QFD”**. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos, 1993.

HRUCZKOWSKI, T. W.; SCOTT, R. N.; CALDWELL, R. R. Computer Aided Prescription of Artificial Limbs. **IEEE Engineering in Medicine and Biology Society 10th Annual International Conference**, p. 1553-1554, 1988.

JACQUES, G. E. et al. Application of Quality Function Deployment in Rehabilitation Engineering. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 2, n. 3, p. 158-164, set. 1994.

KAMINSKI, P. C. **Desenvolvendo Produtos com Planejamento, Criatividade e Qualidade**. 1.ed. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos, 2000.

KYBERD, P. J.; CHAPPELL, P. H. The Southampton Hand: An Intelligent Myoelectric Prosthesis. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v.31, n. 4, p. 326-334, nov. 1994.

KYBERD, P. J. et al. MARCUS: A Two Degree of Freedom Hand Prosthesis with Hierarchical Grip Control. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v.3, n.1, p. 70-76, mar. 1995.

KYBERD, P. J. et al. The Design of Anthropomorphic Prosthetic Hands: A Study of the Southampton Hand. **Robotica**, Reino Unido, v.19, p. 593-600, 2001.

KOTTKE, F. J.; LEHMANN, J. F (ed.). **Tratado de Medicina Física e Reabilitação de Krusen**, v.2. 4.ed. São Paulo: Manole, 1994.

KRUIT, J.; COOL, J. C. Body-powered hand prosthesis with low operating power for children. **Journal of Medical Engineering and Technology**, v. 13, n. 1/2, p. 129-133, jan./abr. 1989.

LIMA, C. R. **Projeto de Mecanismos Flexíveis usando o Método de Otimização Topológica**. São Paulo, 2002. 146p. Dissertação (Mestrado) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo.

LIVINGSKIN. Estados Unidos. **Apresenta a Pele Protética *LivingSkin***. Disponível em <<http://www.livingskin.com>>. Acesso em: 10 de jul. 2003.

MASSARANI, M.; **Notas de Aula da Disciplina de Pós-Graduação “Engenharia do Valor em Projeto Mecânico”**. São Paulo: 2000.

MILES, L. D. **Techniques of Value Analysis and Engineering**. 2.ed. EUA: McGraw-Hill Book Company, 1972.

ORTOPEDIA GONZALEZ. Brasil. **Apresenta os Produtos da Ortopedia Gonzalez**. Disponível em <<http://www.ortopediagonzalez.com.br>>. Acesso em: 10 de mar. 2004.

OTTO BOCK. Estados Unidos. **Apresenta a Prótese de Joelho C-LEG**. Disponível em <http://ottobockus.com/products/lower_limb_prosthetics/c-leg.asp>. Acesso em: 14 de mar. 2004.

OXFORD ORTHOPAEDIC ENGINEERING CENTRE. Inglaterra. **Apresenta a Mão Protética Leverhume Oxford Southampton Hand.** Disponível em <<http://www.tagish.co.uk/LOSH/default.htm>>. Acesso em: 22 de jul. 2003.

PAHL, G.; BEITZ, W. **Engineering Design.** A Systematic Approach. 2.ed. EUA. Springer, 1995.

ROUT, S. N. Lightweight Prosthesis for Bilateral Below-Elbow Amputees. **Prosthetics and Orthotics International**, v.17, p.126-129, aug. 1993.

SCOTT, R. N.; PARKER, P. A. Myoelectric Prostheses: State of the Art. **Journal of Medical Engineering and Technology**, v.12, n.4, p.143-151, jul./aug.1988.

SEDDON, A. Inglaterra. **Apresenta Características de um Novo Projeto de Prótese de Mão, baseado na Mão de Southampton (Reportagem publicada em 30/03/1998).** Disponível em <<http://www.soton.ac.uk/~newrep/vol15/no13tech.html>>. Acesso em: 22 de jul. 2003.

SOBOTTA, J. **Atlas de Anatomia Humana**, v.1: Cabeça, Pescoço e Extremidade Superior. 21.ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2000.

SOUTHAMPTON HAND. Inglaterra. **Apresenta a Mão de Southampton.** Disponível em <<http://research.ecs.soton.ac.uk/projects/SH.html>>. Acesso em: 10 de jul. 2003.

TAGLIACARNE, G. **Pesquisa de Mercado: Técnica e Prática.** 2.ed. São Paulo: Editora Atlas, 1986.

WEIR, R. F. et al. Direct Muscle Attachment: Multifunctional Control of Hands and Arms. **Northwestern University Prosthetics Research Laboratory and Rehabilitation Engineering Research Program – Activity Report**, p. 48-51, 1998. Disponível em <<http://www.repoc.northwestern.edu>>. Acesso em: 15 de mar. 2004.

APÊNDICE I – OUTROS TIPOS DE PRÓTESES OU COMPONENTES (CONTINUAÇÃO)

Além dos terminais mencionados no item 2.4 do trabalho, mais dois merecem destaque: o greifer, que é uma garra utilizada como elemento terminal em próteses mioelétricas, e os componentes APRL (*Army Prosthetic Research Laboratory*), que podem ser mão ou gancho (Blohmke, 1994; Boccolini, 2000). Uma imagem de um greifer se encontra na figura 1 deste Apêndice.

Figura 1: Exemplo de um greifer (Blohmke, 1994).

A mão APRL possui um bom desempenho, e funciona da seguinte forma: seu fechamento é voluntário, e, através de componentes especiais, tem travamento automático no momento em que houver apreensão do objeto a ser pego. Este mecanismo de trava é desfeito voluntariamente, pelo próprio usuário. Mas, se o usuário fizer pressão no seu cabo trator logo após destravar a mão, o objeto que está nela não cai. Esta mão possui grande precisão, sendo que usuários devidamente treinados conseguem pegar e soltar um ovo com ela sem derrubá-lo ou quebrá-lo. A figura 2 deste Apêndice é uma ilustração da mesma e a 3 é uma foto do mecanismo presente neste tipo de mão (Boccolini, 2000).

Há também uma prótese, ativa acionada por força própria, de mão desenvolvida com baixa potência de operação, para uso de crianças (Kruit; Cool, 1989).

As funções que uma prótese de mão deve cumprir foram citadas como sendo: boa aparência externa, boa aparência durante o uso, conforto e funcionalidade. Esta boa aparência durante o uso implica que o usuário (no caso, o estudo é voltado para as crianças) deva poder utilizá-la naturalmente, e para isto a prótese também deve ser leve. Cita-se também que para ser funcional, ela deve também ser confiável, ter uma força suficiente no fechamento da mão (pelo menos 10 N), para que possa pegar objetos de uma forma satisfatória, e reagir rapidamente aos estímulos (Kruit; Cool, 1989).

Figura 2: Mão APRL (Boccolini, 2000).

Figura 3: Mecanismo da mão APRL (Boccolini, 2000).

Como a prótese mioelétrica de mão não foi vista como ótima por Kruit e Cool, eles procuraram desenvolver uma prótese mecânica (trata-se da prótese mencionada nos dois parágrafos anteriores), controlada pelo corpo e acionada por força própria, que não precisaria de um cabo (Kruit; Cool, 1989).

Uma outra grande complicação para o projeto desta prótese é que o tríceps (um dos músculos do braço) gera aproximadamente um terço da potência que os músculos do

ombro podem gerar, e uma criança de 4 anos tem apenas 20% da potência física de um adulto. Uma criança de 8 anos tem 40%. Isto faz com que as crianças que utilizem este último sistema citado precisem uma mola de baixo coeficiente, o que provoca também uma pequena força de aperto na mão, de cerca de 5 N (Kruit; Cool, 1989).

Com isto, foi desenvolvida uma mão com o objetivo de requerer pouca potência para uso, sendo chamada de *power saving hand prosthesis* (PS-hand). Basicamente, este sistema é diferente das próteses de mão convencionais (as próteses convencionais obedecem o princípio de, quanto maior a força de entrada, maior a abertura da mão): é um mecanismo que separa o fechamento da mão da fase de aperto do objeto. Teoricamente não haveria força necessária para o fechamento da mão – a força necessária só teria a função de vencer o atrito do sistema. No momento de se segurar um objeto uma força é necessária, mas teoricamente nenhum deslocamento é necessário neste momento (Kruit; Cool, 1989).

Esta prótese tem como componentes uma base fixa, que equivaleria aos dedos, e uma base móvel, que equivaleria ao polegar, com uma mola de baixo coeficiente de rigidez entre elas. A base móvel tem como guia um eixo, que equivale ao esqueleto da mão. Além disto, há uma alavanca, por onde a força motora é feita, e uma mola de alto coeficiente, que só é utilizada no momento de se pegar um objeto. Também se observou que, no caso do uso de um “palmo rolador” (*rolling spanner*) ao invés de uma simples alavanca, a força motora necessária é grandemente reduzida. Esta prótese descrita, segundo Kruit e Cool, forneceu uma força de aperto satisfatória (16-20N), requerendo uma potência motora baixa e possuindo um peso menor que as próteses então disponíveis comercialmente, com as quais a prótese mencionada foi comparada (Kruit; Cool, 1989).

Também pode ser citado um projeto mecânico de braço modular que foi desenvolvido por F. Aghili e A. Meghdari, procurando atender aos seguintes objetivos: máxima simplicidade possível, mínimo peso, forma e dimensões adequadas, mínimo consumo de energia e capacidade dinâmica adequada em comparação com outras próteses de braço existentes (Aghili; Meghdari, 1994).

Rout descreveu uma prótese de baixo peso para amputados bilaterais de antebraço para o prover o maior grau de funcionalidade possível e diminuir a taxa de rejeição das próteses de membros superiores (Rout, 1993).

Também merece destaque o desenvolvimento de uma mão protética feito pelo *Autonomous Systems Engineering Laboratory*, desenvolvimento este que está em fase de execução no Japão e tem potencial para ser o projeto de uma importante e útil prótese de mão no futuro (Autonomous Systems Engineering Laboratory, 2003).

APÊNDICE II – DECLARAÇÃO ASSINADA PELOS USUÁRIOS DE PRÓTESE DE MEMBRO SUPERIOR ENTREVISTADOS

Eu, _____, portador do Documento de Identidade nº _____, autorizo a utilização das informações fornecidas na entrevista concedida no dia _____ ao Sr. Gustavo Longhi de Carvalho, portador do Documento de Identidade nº 23.066.000-9 – SSP/SP, tendo consciência das seguintes informações:

- Esta entrevista é parte da pesquisa para o desenvolvimento da Dissertação de Mestrado em Engenharia Mecânica, pela Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, do Sr. Gustavo Longhi de Carvalho, orientado pelo Professor Doutor Marcelo Massarani, do Departamento de Engenharia Mecânica da USP;

- O nome do entrevistado será mantido no anonimato, não sendo mencionado no trabalho;

- Somente serão mencionadas no trabalho, caso seja necessário, as informações fornecidas pelo entrevistado que são relativas ao assunto do mesmo;

- As conclusões relativas às opiniões e observações dos usuários são de responsabilidade do autor do trabalho e do seu Professor Orientador.

Entrevistado

Gustavo Longhi de Carvalho

Data

**APÊNDICE III – DECLARAÇÃO ASSINADA PELOS USUÁRIOS DE
PRÓTESE DE MEMBRO SUPERIOR ENTREVISTADOS QUE TIVERAM SUA
PRÓTESE E SEU COTO FOTOGRAFADOS**

Eu, _____, portador do Documento de Identidade nº _____, autorizo a utilização das informações fornecidas na entrevista concedida no dia _____ ao Sr. Gustavo Longhi de Carvalho, portador do Documento de Identidade nº 23.066.000-9 – SSP/SP, tendo consciência das seguintes informações:

- Esta entrevista é parte da pesquisa para o desenvolvimento da Dissertação de Mestrado em Engenharia Mecânica, pela Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, do Sr. Gustavo Longhi de Carvalho, orientado pelo Professor Doutor Marcelo Massarani, do Departamento de Engenharia Mecânica da USP;

- O nome do entrevistado será mantido no anonimato, não sendo mencionado no trabalho;

- O entrevistado também autoriza a utilização no trabalho, caso necessário, das fotografias tiradas da sua prótese e do seu coto, sabendo que seu rosto não aparecerá no mesmo;

- Somente serão mencionadas no trabalho, caso seja necessário, as informações fornecidas pelo entrevistado que são relativas ao assunto do mesmo;

- As conclusões relativas às opiniões e observações dos usuários são de responsabilidade do autor do trabalho e do seu Professor Orientador.

Entrevistado

Gustavo Longhi de Carvalho

Data

**APÊNDICE IV – DECLARAÇÃO ASSINADA PELOS VOLUNTÁRIOS
PRESENTES NO BRAINSTORMING REALIZADO RELATIVO AO
TRABALHO**

Eu, _____, portador do Documento de Identidade nº _____, autorizo ao Sr. Gustavo Longhi de Carvalho, portador do Documento de Identidade nº 23.066.000-9 – SSP/SP, a utilização das informações fornecidas no brainstorming realizado no dia _____, do qual participei, tendo consciência das seguintes informações:

- Este brainstorming é parte da pesquisa para o desenvolvimento da Dissertação de Mestrado em Engenharia Mecânica, pela Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, do Sr. Gustavo Longhi de Carvalho, orientado pelo Professor Doutor Marcelo Massarani, do Departamento de Engenharia Mecânica da USP;

- Os nomes dos voluntários serão mantidos no anonimato, não sendo mencionados no trabalho;

- Somente serão mencionadas no trabalho, caso seja necessário, as informações fornecidas no brainstorming que são relativas ao assunto do mesmo;

- As imagens resultantes da gravação do brainstorming não serão divulgadas no trabalho;

- As conclusões relativas às opiniões, observações, sugestões e idéias dos usuários são de responsabilidade do autor do trabalho e do seu Professor Orientador.

Voluntário

Gustavo Longhi de Carvalho

Data

APÊNDICE V – DESCRIÇÃO DAS ENTREVISTAS COM OS USUÁRIOS DE PRÓTESES DE MEMBROS SUPERIORES

Descrição da Entrevista com o Primeiro Usuário

O primeiro paciente entrevistado teve o antebraço direito amputado devido a um acidente de trabalho. Utiliza a prótese há cerca de dez anos. Sua prótese é mioelétrica de antebraço. Dentre o que foi mencionado por este usuário, pode-se ressaltar que ele teve uma adaptação rápida à prótese, aprendendo a usá-la de uma forma muito tranquila. Um grande problema é que, embora ele saiba bem como utilizá-la, ele atualmente não a utiliza com grande frequência, o que é um resultado de que a sua prótese não o atendeu completamente e de que ele se adaptou bem e aprendeu a viver com um só braço de forma satisfatória (isto, de certa forma, ele foi forçado a fazer).

O travamento da mão, para este paciente, foi considerado importante e é muito utilizado por ele. A fixação da prótese no coto também está satisfatória e não causa problemas, como lesões no coto ou a prótese ficar saindo do braço sem sua vontade. O período de manutenção desta prótese, que é de um ano e meio a dois anos, está satisfatório para ele, de forma que só a luva cosmética tem um período menor que este de manutenção.

A geração de sinais táteis foi considerada por este usuário como uma característica desejável em uma prótese.

O atrito da luva cosmética foi considerado como considerável, de forma que os objetos não escorregavam de sua mão devido a isto, e a estética observada em sua prótese, por sua vez, não era muito satisfatória para ele.

Finalmente, para ele o peso da prótese atrapalha e ele sente a limitação dos movimentos das mãos. Este paciente considerou uma redução de massa da prótese de 50% como satisfatória. O calor o incomoda, não pela dilatação, mas pela quantidade considerável de suor gerada no coto devida ao uso.

Descrição da Entrevista com o Segundo Usuário

O segundo paciente entrevistado é um ex-usuário de prótese mecânica ativada por força própria no braço esquerdo. Seu coto é curto (terço proximal) de antebraço, e sua amputação ocorreu devido a um acidente de trabalho. Este paciente utilizou a

prótese diariamente por cerca de doze anos (só a retirava para dormir e tomar banho), e cerca de vinte anos atrás parou completamente de utilizá-la.

Como foi comum, ele aprendeu a utilizar a prótese rapidamente, mas parou de utilizá-la por perceber que esta servia para muito poucas coisas, tanto no âmbito das atividades diárias como nas suas atividades relativas ao trabalho.

A prótese era muito incômoda para este paciente: depois de algumas horas de uso, havia um suor considerável e dor em várias partes do corpo. Vale lembrar que esta prótese faz uso de tirantes, de forma que, quando ele fazia uso da prótese, o movimento do seu outro braço era comprometido de alguma forma – segundo este usuário o braço bom tinha que ficar parado durante o uso da prótese. Devido aos pontos de apoio dos tirantes e dos fixadores das próteses serem obviamente partes do corpo, o uso contínuo da prótese provocou atrofiamento de músculos do seu coto. Este era, durante o uso da prótese, continuamente envolvido pelo fixador da mesma.

A fixação não provocava ferimentos no seu coto. Aliás, este paciente ressaltou que, se isto ocorresse, seria um motivo para interrupção imediata no uso da prótese, de forma que este é um requisito da prótese que não pode deixar de ser atendido de forma alguma. Ele vivia como uma pessoa normal com a prótese, executando atividades normais, e sua vestimenta era sempre com manga comprida.

Este paciente, durante doze anos, utilizou cerca de quatro próteses. Para ele, o peso a ser segurado pela prótese mecânica não era satisfatório, e era muito sentida a limitação da prótese da mão, pois muitos objetos podiam ser pegos apenas em uma posição e não em outra. Ele também ressaltou que considera o estágio atual de evolução das próteses de membros superiores muito inferior ao encontrado nas próteses de membros inferiores.

O atrito da luva cosmética foi considerado por este paciente satisfatório e relevante, e a estética como uma função relevante também.

A prótese, como assunto ligado ao que já foi comentado, limitava algumas ações deste usuário e não o auxiliava a dirigir de forma satisfatória, inibindo também algumas ações suas.

Ele considerava os tirantes como muito pouco flexíveis, o que atrapalhava o seu conforto. O bloqueio do punho não foi visto como relevante pelo usuário, para ele bastaria que o mesmo tivesse uma rigidez considerável. Também foi ressaltada a

diferença de rigidez entre a prótese e o corpo humano, que é muito mais maleável que a primeira.

Para este paciente, a prótese deve ter um peso menor que a metade do atual, pois este é um grande incômodo para ele. Também foi considerada por ele como razoável, do ponto de vista de conforto, a especificação de doze horas diárias de uso sem incômodo como necessário numa prótese.

Quanto à possibilidade da prótese fornecer sinais táteis ao usuário, ele mencionou que considera este fato como relevante. Ou seja, se for implantado, ajudará os usuários.

O período de manutenção para este paciente, assim como para todos os usuários entrevistados, foi considerado como satisfatório. Ele, inclusive, chegou a fazer manutenções da prótese por conta própria, em sua casa.

Como uma síntese do seu caso, este paciente falou que abandonou a prótese porque ficar sem ela é menos cansativo para ele do que ficar com ela.

Descrição da Entrevista com o Terceiro Usuário

O terceiro paciente entrevistado teve, devido a um acidente de trabalho, amputações em dois braços (trata-se de um amputado bilateral) e uma perna. Sua amputação na perna é na altura da coxa, no braço direito é localizada no terço médio do mesmo e no braço esquerdo é localizada no terço proximal do antebraço.

No braço direito, sua prótese é híbrida (mecânica ativa acionada por força própria em seu cotovelo, e mioelétrica nos movimentos do antebraço e da mão), e no esquerdo é mioelétrica.

O acidente ocorreu há cerca de sete anos, sendo que este usuário utiliza diariamente a prótese mioelétrica do braço esquerdo e a de perna (a adaptação ao uso nestes casos foi muito boa). A prótese do braço direito foi utilizada seguidamente por cerca de quatro anos, sendo que nos últimos anos sua frequência de uso desta prótese foi extremamente diminuída, devido aos incômodos que esta causava a este paciente, principalmente com relação ao cansaço devido ao peso da prótese e ao incômodo provocado pelos seus tirantes (estes provocavam até mais incômodo que o próprio peso da prótese). Ele afirmou que era possível se utilizar a prótese do seu braço direito por um dia completo, mas isto o incomodava muito e o desencorajaria a utilizá-la no dia seguinte.

Uma questão psicológica importante: este usuário mencionou que, enquanto se preparava para utilizar as suas próteses, o que ocorreu meses após o acidente que sofreu, as expectativas que ele gerou com relação à prótese foram irreais, o que provocou uma grande decepção do mesmo quando iniciou o uso das próteses. Este fato não foi observado em geral: tanto com relação aos outros usuários entrevistados como aos profissionais ligados à reabilitação com que se conversou, ficou muito claro que todos estavam muito conscientes quanto às limitações das próteses atuais comparativamente com a mão humana, isto devido à conhecida e grande complexidade da mão humana e da conseqüente grande dificuldade de se substituí-la a contento (Childress, 1985).

Com relação à fixação da prótese ao braço, esta não tem causado ferimentos nos mesmos, mas este usuário mencionou que a prótese mioelétrica que utiliza no braço esquerdo pode cair se ele pegar algum peso considerável, o que indica que a fixação da prótese não está totalmente satisfatória para ele.

Para ele, seria indicado se a prótese fosse habilitada a carregar um peso maior que o possível atualmente, mas este problema da falta de capacidade de carregamento da prótese pode ser um indício de que a fixação da prótese neste usuário não esteja ajustada da melhor maneira, o que facilitaria que a prótese se soltasse do braço sem a vontade do seu usuário.

Este paciente também mencionou que o giro do punho, que pode ser de 360° na sua prótese, o que obviamente não corresponde à realidade humana, foi interessante no início, mas não o é mais, de forma que hoje é muito pouco utilizado por ele e para ele não é necessário que o punho possa fazer um giro completo. O travamento da mão, por sua vez, foi considerado muito relevante por este usuário e é freqüentemente utilizado por ele. Este travamento é utilizado toda vez que o usuário precisar segurar algo por algum tempo considerável e precisar tirar a atenção de sua mão durante este período – o travamento permite que o usuário “esqueça” que está segurando algum objeto e não corra o risco de derrubá-lo sem sua vontade, o que por sua vez ocorre com certa freqüência quando não se utiliza a trava. Por outro lado, ele mencionou que considera interessante um sistema do qual ouviu falar, em que a prótese de mão pára automaticamente quando encosta em algum objeto. Este sistema o auxiliaria a segurar objetos de forma satisfatória sem ter de se travar a mão voluntariamente. Possivelmente este usuário ouviu falar da mão APRL, mencionada no item 2.4 deste trabalho, que

possui a característica de travar automaticamente no ponto em que houver apreensão do objeto, e apenas possui destravamento voluntário (Boccolini, 2000).

Este paciente sua bastante nas regiões dos cotos em contato com as próteses, de forma que algum auxílio à diminuição deste suor o auxiliaria. O atrito das luvas cosméticas foi considerado como relevante por ele, sendo que o encontrado nas luvas atuais foi considerado como satisfatório. Um outro fator ligado a este e mencionado foi que a resina que compõe o antebraço era muito lisa, e com isto gerava pouco atrito quando este usuário apoiava o antebraço em algo (o braço frequentemente escorregava quando isto ocorria).

A estética para este paciente não foi considerada como muito relevante, embora ele ressaltou que considera a estética das próteses que utiliza insatisfatória. Foi mencionado como um fator que atrapalha consideravelmente a estética o conduto pelo qual passam os cabos de aço, que é externo à prótese e fica visível durante seu uso.

Como esperado, a questão funcional para ele era muito mais importante que a estética, principalmente devido às necessidades funcionais que este paciente possuía por ter amputação nos dois braços.

Com relação à prono-supinação controlada mioeletricamente, este usuário não considera esta função como relevante e este movimento ocorria muitas vezes na prótese sem o seu comando, o que fez com que ele se sentisse inseguro quanto a esta questão enquanto utilizava sua prótese.

Com relação ao recebimento de estímulos (função ligada controle da prótese pelo paciente), ele considerou a função como importante e que sua prótese mioelétrica de antebraço esquerdo o atendia neste quesito, o que não ocorria completamente com sua prótese de braço direito, como já mencionado.

Sobre o travamento do cotovelo, este paciente considerou como relevante, e ressaltou que via um problema nele: o cotovelo podia se destravar involuntariamente com algum esforço sobre a prótese, o que era muito inconveniente. Para ele, o ângulo de giro do cotovelo de sua prótese era pequeno e seria importante que fosse um pouco maior, para que ficasse mais próximo do observado nos braços normais.

Relativamente à função “gerar sinais táteis”, este usuário considerou que seria relevante, principalmente se houvesse um sensor de força na prótese, que o auxiliasse a ter alguma sensibilidade em relação à força de aperto que está sendo executada por sua prótese (isto o auxiliaria bastante ao pegar objetos); quanto à sensibilidade à

temperatura, ele também a considerou importante, mas com uma relevância menor que a sensibilidade à força.

O suor deste usuário já provocou a corrosão de cabos e o travamento do cotovelo de sua prótese mecânica do braço direito por duas vezes.

A função “fornecer conforto” foi considerada como relevante por este usuário, e ele considerou que doze horas diárias sem incômodo considerável seria um valor razoável a ser atingido pelas próteses.

Uma outra questão mencionada por este paciente relativa à frequência admissível de uso das próteses: uma atividade extra do usuário auxilia o uso, ou seja, quanto menos ocioso ficar o mesmo, mais este tenderá a ficar com as próteses e a não sentir tanto incômodo ao utilizá-la. Esta questão do incômodo causado, portanto, também tem um fator psicológico envolvido.

Sobre a função “gerar peso”: este usuário mencionou que qualquer peso eliminado seria importante, e considera necessária uma diminuição de vinte a trinta por cento do peso de suas próteses mioelétricas.

O período de manutenção foi considerado por ele como satisfatório. Os componentes que mais necessitam de manutenção são o cotovelo e a luva cosmética. Ele faz uma revisão geral da prótese com uma frequência de uma a duas vezes por ano. Também foi mencionado por ele que os parafusos da prótese se soltam com certa frequência.

Por último, foi mencionado por ele que as baterias que utiliza para a prótese duram bastante (da ordem de grandeza de anos), e que um usuário de prótese não pode variar muito o seu peso, porque isto causaria uma variação das formas do coto e conseqüentemente o mesmo passaria a ter problemas freqüentes com o encaixe da prótese.

Descrição da Entrevista com o Quarto Usuário

O quarto e último paciente entrevistado foi vítima de um acidente automobilístico, no qual foi envolvido como pedestre, por volta de trinta anos atrás. Este acidente gerou uma amputação no terço médio do seu braço direito.

Ele aprendeu a utilizar a prótese mecânica ativa acionada por força própria sem grandes problemas, mas só a utilizou por alguns meses. A prótese mecânica, com os

recursos que o oferecia na década de setenta, não o servia para nada funcionalmente. Inclusive a aparência da prótese, em especial da mão, não era satisfatória a ele.

Naquele momento (primeira metade da década de setenta), ele teve oportunidade, durante a manutenção de sua prótese, de conhecer componentes que tornaram a sua prótese melhor esteticamente, como, por exemplo, uma luva cosmética com aparência próxima da pele humana, e isto o animou a passar a utilizar a prótese freqüentemente, só que somente com a função estética - esta função passou a ser a função primária da prótese para ele.

Um outro benefício importante que a prótese o proporciona, mencionado por ele, é o auxílio à correção da postura.

Portanto, este usuário utiliza a prótese apenas como estética. A sua prótese na verdade é ativa acionada por força própria, mas ele retirou da prótese os seus cabos, somente mantendo os componentes da prótese que auxiliassem na sua fixação e estética, portanto comprometendo totalmente os requisitos funcionais da mesma. O travamento da mão é a única função da prótese, com relação à movimentação, que este usuário utiliza, e ainda assim este recurso é raramente utilizado.

Este paciente ressaltou que se adaptou bem a viver desta forma e está satisfeito com sua prótese executando as funções que executa. Ele possui completa autonomia em sua vida, e a prótese sem dúvida fornece uma contribuição importante à sua inclusão social. O uso desta prótese por ele é absolutamente contínuo - só não a utiliza para dormir e tomar banho.

Com relação ao conforto, este usuário não reclamou, afirmando que não sentia grande desconforto com o peso da prótese, suor excessivo ou com o uso dos tirantes.

Um outro ponto ressaltado por este usuário foi o de que é muito importante um acompanhamento profissional especializado aos usuários de próteses, tanto no aspecto funcional como no psicológico. Ele ressaltou que acredita que a aceitação das próteses de membros superiores seria maior se houvesse uma infra-estrutura melhor no país para lidar com os amputados de uma forma mais adequada.

Como, para este usuário, o custo, também em termos de energia, demandado para se pegar objetos com a prótese, não é compensado pelos benefícios, ele não utiliza a prótese funcionalmente.

Ele considera as travas (travas para o cotovelo e para a mão) relevantes e as utilizava bastante quando utilizava a prótese funcionalmente. Para ele, considerando-se as opções

disponíveis de prótese atualmente, as travas são uma necessidade – esta opinião foi observada com todos os usuários, com relação às travas do cotovelo e da mão. Também considera que a geração de sinais táteis por parte da prótese seria um avanço considerável. O período de manutenção de sua prótese ele considera como satisfatório (é da ordem de dois a três anos).

APÊNDICE VI – IDÉIAS GERADAS NO BRAINSTORMING REALIZADO NO DIA 26 DE FEVEREIRO DE 2003

1) Para se atender à função “substituir membro”

Ima, galho de árvore, gancho, transplante, pinça, espeto, cano de alumínio, madeira, mão artificial, máquina, massa epóxi, ventosa, equipamento eletrônico, rede, braço, mini-computador, alicate, vassoura, tubo de borracha, velcro, cano, luva de limpeza, aliança, réplica em borracha, brocha, controle remoto, esteira, camisa, bomba de sucção a vácuo, aspirador, rodo, escravo, mini-robô, robô, compressor, pneumático, jogo de chaves, Frankstein, cobra gelada, geleca, massinha, chiclete, cola, silicone, língua de sogra, braço artificial inteligente, crina de cavalo, microfone, língua, arma, cachorro, macaco, macaco hidráulico, rabo, motosserra, tesoura, secador de cabelo, tapete mágico, laser para apresentação em palestras, mouse, estagiário, chinelo, chicote, cordas de violino, retroprojeto, carimbo, capacete com braço, câmera, câmara, luva mecânica, prolongadores, leque, ar condicionado, geladeira, escova, pegador à distância, leitura de código de barra, canivete suíço, polvo, implante, pé, olho, sensor de emoções, telefone celular, volante, mais articulações, ciborg (braço biônico), relógio, rádio relógio, martelo, espelho, lanterna, vara de pescar, arpão.

2) Para se atender à função “fixar prótese”

Engate rápido, emplastro poroso Sabiá, íma, cola, velcro, amarrar, camisa, parafuso, cola silicone, roupa toda, grampeador, lança, costurar, argola romana, rosca, morsa, motor de pressão, vácuo, garra, garra de pressão, encaixe, animal, ilhoz, braçadeira, silver tape, fita banana, filme termoencolhido, filme contrátil, gesso, argamassa, colchete, rebite, rejunte, plástico, prego, tic-tac (presilha feminina), grampo, cadarços, elástico, espiral, espiral de chave, mosquetão, anzol, pulseira de relógio, nylon, cuspe, chiclete, eletricidade / eletromagnetismo, fita crepe, cola lavável, massa plástica, fio de nylon, zíper, presilha, presilha de patins, fecho segredinho, outra mão, adesivo Salompas, cinta de couro, cintas de plástico, fundição, jóias, fecho de soutien, soutien, alça de mochila, ventosa, ajustes de alça de mala, sistema telescópico, filme plástico, cola super, cola quente, rejunte, piranhinha, grampo, cola de farinha + água, corega novo, araudite, lego, eletromagnético, tampa de lente de câmera, copo, fecho de rosca, durex, pregador, prender no ombro, prendedor de ombro, arame, pulseira (bracelete), segurar com mão, outro braço, estagiário, mucama, sanguessuga, bolso, sistema de

polias, capacete, pressão (alça de celular), post it, mangueira, nó de marinheiro, cicatriza no braço, tecido vivo / sintético, cola biológica, cola biônica, cola de sapateiro, polipropileno, fibra de vidro, pino, massa de dentista, massa de dentista (amálgama), saca-rolha, congelar o braço, raiz, raiz de cipó, silicone, nanotecnologia, encaixe tipo empilhamento, solda, fogo, cera, cera quente, resina, luva de borracha, barbante, cera de depilação, correntes de masmorra (algema), ajuste forçado.

3) Para se atender à função “fornecer conforto”

Meia, pluma, roupa, espuma, espuma de plástico, bexiga com água dentro / óleo, óleo, macarrão piscina, borracha, inflável, espuma de piscina, silicone, almofada, lã, mola, fibra de vidro, estagiário, gato persa, cachorro, espanador, pêlo, travesseiro, seda, veludo, pena, cobertor, cobertor térmico, roupa de manga comprida, colchão de água, relógio, aliança, cooler (resfriador), almofada de hemorróida, absorvente, algodão, plástico bolha, gel, massa de modelagem, pele de látex, microcâmera embutida, amortecedor, sensor de pressão, sensor de temperatura, transmissores de sensações, aquecimento, resfriamento, trocar a capa, capas removíveis, roupas para prótese, ar condicionado, nariz artificial, palm top, língua, boca, impermeável, auto limpante, espuma, air bag, engate rápido, pêlo opcional, rigidez controlada, controle de força, anti-derrapante, secador para o suor, sistema de refrigeração, gravado, esferas massageadoras, banco de taxista, funções opcionais, *do in*, *shiatsu*, *Abtronic*, rodízios, rodinhas/patins, leve, interface digital, controle remoto universal, chocolate, sorvete, mais dedos, *pocket* – PC, lanterna, macio, suave, liso, mole, características do dono, equilíbrio, sofá, puff, balanceado, músculos artificiais, TV / Vídeo / DVD.

BRACO ARTIFICIAL INTELIGENTE COM ACESSÓRIOS

COM CARACTERÍSTICAS
IDÊNTICAS AO BRACO
HUMANO

KIT FORÇA
PARA TAREFAS
PESADAS
CORTE

ACESSÓRIOS
KITS
PROFISSIONAIS
LAZER
ESPORTE
HOBBIE

- FIXAR POR MEIO DE UMA CAMISA OU MALHA ADERENTE AO CORPO E
AO PEITO (COLDA DE CINTAS RESISTENTES E POROSAS)

- MATERIAL LEVE: ALUMINIO

FIBRA DE CARBONO
REVESTIDO DE MATERIAL TÁTIL MACIO

LATEX
VINIL
BORRACHA

- CINTAS

- COLD

- Sensores e transmissão de dados (T, P, Força)
- Resposta rápida
- Níveis de controle preciso

Figura 1: Esboço do Trabalho do Segundo Grupo no *Brainstorming*.

GLOSSÁRIO

Termos	Significados
Análise do Valor	Metodologia que “consiste basicamente em identificar as funções de determinado produto, avaliá-las e finalmente propor uma forma alternativa de desempenhá-las de maneira mais conveniente que a conhecida” (Csillag, 1995, p. 25).
Antebraço	Parte do corpo situada entre o cotovelo e a mão.
Antropomórfico	Concernente ao homem, que se assemelha ao homem (Cunha, 1999).
Atuadores Pneumáticos	Sistemas que realizam esforços e deslocamentos a partir de componentes pneumáticos, que utilizam como transportador de energia.
Axial	Na direção do eixo de simetria.
<i>Brainstorming</i> (Tempestade de Idéias)	Técnica para geração de idéias em grupo de forma espontânea.
Cineplastia	Tipo de operação em que a prótese é conectada diretamente a um grupo muscular remanescente do coto, para que este grupo controle os movimentos da prótese.
Corpo Rígido	Sistema em que a distância entre dois pontos quaisquer, pertencentes a ele, é sempre mantida a mesma, independentemente dos esforços ao qual o corpo é submetido.
Coto	Parte remanescente do membro amputado.
Desarticulação de Cotovelo	Amputação na altura do cotovelo.
Distal	Distante do tronco (parte do corpo na qual está o coração).
Eletrodo	“Condutor metálico por onde uma corrente elétrica entra num sistema ou sai dele” (Ferreira, 1989, p. 187).
Função	“Finalidade ou motivo da existência de um determinado item ou parte de um item” (Csillag, 1995, p. 60).

Função de Estima	Função ligada a características subjetivas, ligadas à vontade ou impressão do usuário em relação a um produto (Massarani, 2000).
Função de Uso	Função que possibilita o funcionamento de um produto e possui características mensuráveis (Massarani, 2000).
Função Indesejável	Função que o usuário percebe e não deseja no produto (Massarani, 2000).
Função Irrelevante	Função à qual o usuário final é indiferente ou não percebe. Ela funciona como um suporte para a obtenção das funções relevantes (Massarani, 2000).
Função Primária	Razão principal de existência de determinado produto (Massarani, 2000).
Função Relevante	Função percebida e desejada pelo usuário do produto – função que estimula o usuário final a utilizar o produto (Massarani, 2000).
Função Secundária	Toda função que não é primária (Massarani, 2000).
Grau de Liberdade	Coordenada independente requerida para especificação da posição ou movimento de um corpo.
Mão Mioelétrica	Parte correspondente ao terminal de uma prótese mioelétrica.
Mão para Treino	Prótese de mão apenas utilizada pelo usuário no treinamento para familiarização com o uso da prótese.
Membros Inferiores	Coxas, pernas e pés.
Membros Superiores	Braços, antebraços e mãos.
Metodologia	Método, “caminho pelo qual se chega a um certo resultado” (Ferreira, 1989, p.337).
Prensas de Estamparia	Máquinas que deformam ou recortam componentes, em geral metálicos, a partir de um esforço que realizam.
Pronação	Rotação do antebraço do paciente no sentido anti-horário quando visto pelo próprio paciente.
Prono-supinação	Capacidade de realizar a pronação e a supinação.

Prótese	“Substituto artificial de parte do corpo, ou perda acidentalmente (dente, braço), ou retirada de forma intencional” (Ferreira, 1989, p. 414).
Prótese Ativa Acionada por Força Própria	Prótese comandada pelo paciente através do movimento de tirantes que ele aciona – neste tipo de prótese, a fonte de energia é apenas o paciente.
Prótese Híbrida	Prótese que contém alguns componentes de uma prótese mioelétrica e outros de uma prótese ativa acionada por força própria.
Prótese Mioelétrica	Prótese comandada por sinais mioelétricos – a fonte de energia desta prótese é externa (geralmente é uma bateria).
Protótipo	Primeira construção de um novo sistema.
<i>Feedback</i> (Retroalimentação)	Retorno, através de algum sinal.
Sensor	Sistema que capta e mede algum sinal ou grandeza.
Sinais Mioelétricos	Sinais elétricos provenientes da contração muscular (Cunha, 1999).
Sistema Similar aos <i>Stubbies</i>	Prótese de membro superior para cotos de braço que não conteria a articulação correspondente à prótese do cotovelo.
Sistema Tipo Cinto de Segurança de Automóveis	Sistema de tirantes flexível, similar ao observado nos cintos de segurança dos automóveis.
<i>Stubbies</i>	Próteses de membros inferiores sem a articulação correspondente ao joelho, utilizadas geralmente para o treinamento de amputados em sua adaptação às próteses (Boccolini, 2000).
Supinação	Rotação do antebraço do paciente no sentido horário quando visto pelo próprio paciente.
Terço Médio	Parte do meio resultante de uma divisão do braço ou do antebraço em três partes.