



UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ARQUITETURA
DEPARTAMENTO DE DESIGN E EXPRESSÃO GRÁFICA
CURSO DE DESIGN DE PRODUTO

PAUL RICHARD MAYER

**PROJETO DE PRÓTESE TRANSRADIAL DE BAIXO CUSTO COM SENSORES
DE ELETROMIOGRAFIA**

PORTO ALEGRE

2018

PAUL RICHARD MAYER

**PROJETO DE PRÓTESE TRANSRADIAL DE BAIXO CUSTO COM SENSORES
DE ELETROMIOGRAFIA**

Projeto do Trabalho de Conclusão de Curso do curso de graduação de Design de Produto da Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Faculdade de Arquitetura. Departamento de Design e Expressão Gráfica.

Orientador: Prof. Fabio Pinto da Silva.

PORTO ALEGRE

2018

RESUMO

Este trabalho trata do desenvolvimento de um produto da área de tecnologia assistiva (TA), baseado em estudos dos cenários brasileiro e internacional sobre próteses para membro superior. O objetivo foi desenvolver uma prótese transradial de baixo custo e de código aberto, a qual permita a reabilitação de movimentos básicos e possua o semblante de uma mão humana, incentivando o desenvolvimento de tecnologias colaborativas e de impressão 3D no cenário brasileiro. Inicia-se abordando os principais assuntos envolvidos no desenvolvimento, tais como o design aplicado ao Modelo de Código Aberto e à TA, seguidos pela apresentação de dados relevantes sobre amputações e próteses. A revisão bibliográfica aborda os assuntos: TA, Anatomia, Próteses, Sensor de Eletromiografia e Desenvolvimento no Modelo de Código Aberto. Foi desenvolvido o Projeto Informacional, com o principal objetivo de obter as especificações do projeto. Neste momento foram realizadas análise de similares, pesquisa em material publicado, entrevistas com profissionais da área da saúde e com paciente, juntamente com uma visita a uma fábrica de próteses e órteses. Posteriormente, foi desenvolvido o Projeto Conceitual ao qual foram introduzidos novos métodos para auxiliar a geração e seleção de alternativas. Para então, em conjunto com especialistas, realizar testes de validação dos sistemas de acionamento da prótese.

Palavras-chave: prótese transradial, eletromiografia, design de produto, tecnologia assistiva, impressão 3D, código aberto

ABSTRACT

The present work treats about the development of an Assistive Technology (TA) product, based on studies of the Brazilian and international scenarios on upper limb prosthetics. The goal was to develop a low-cost and open-source transradial prosthesis, that allows the rehabilitation of basic human hand movements, encouraging the development of collaborative technologies and 3D printing in the Brazilian scenario. It begins by addressing the key players involved in the development, such as the design applied to the open source model and TA, followed by presentation of relevant data on amputations and prostheses. A literature review covers the following: TA, Anatomy, Prostheses, Electromyography Sensor and Development without Open Source Model. It was developed the Information Project, with the main goal of collecting the project guidelines. Case studies, published material, interviews with health professionals and patients were published along with a visit to a prosthesis and orthotics factory. Subsequently, the Conceptual Project was developed to which new methods were introduced to assist in the generation and selection of alternatives. Then, together with specialists, validation experiments of the prosthesis drive systems were conduct.

Keywords: transradial prosthesis, electromyography, product design, assistive technology, 3D printing, open source

LISTA DE FIGURAS

Figura 01: Músculos do braço.....	23
Figura 02: Músculos da mão	24
Figura 03: Músculos do Antebraço.....	24
Figura 04: Músculos do antebraço, região lateral	25
Figura 05: Representação gráfica dos níveis de amputação no membro superior	26
Figura 06: Mão de ferro de Götz.....	30
Figura 07: Prótese de Bowden	32
Figura 08: Prótese transradial de eletromiografia.....	33
Figura 09: Tipos de próteses.....	34
Figura 10: Prótese transradial de eletromiografia.....	35
Figura 11: Alinhamento do Sensor	37
Figura 12: Saída do sinal EMG puro em diferentes localizações no músculo...37	
Figura 13: Diferenças entre os sinais de EMG: RAW, Retificado, Ratificado e Integrado	38
Figura 14: Análise ADA Hand.....	62
Figura 15: Análise Morfológica ADA Hand.....	63
Figura 16: Análise HACKberry	64
Figura 17: Análise Funcional HACKberry	65
Figura 18: Análise Bebionic	66
Figura 19: Painel de estilo de vida	72
Figura 20: Expressão do produto	73
Figura 21: Tema visual.....	74
Figura 22: Alternativa #1	76
Figura 23: Alternativa #2.....	77
Figura 24: Alternativa #3.....	78
Figura 25: Alternativa #4.....	79
Figura 26: Alternativa #5.....	80
Figura 27: Alternativa #6.....	81
Figura 28: Alternativa #7.....	82
Figura 29: Alternativa #8.....	83
Figura 30: Alternativa #9.....	84

Figura 31: Teste com sensor e servo motor	85
Figura 32: Alternativa #a.....	93
Figura 33: Alternativa #b.....	94
Figura 34: Alternativa #c.....	94
Figura 35: Alternativa Final	96
Figura 36: Esquema da mão humana	97
Figura 37: Esquema dos dedos	98
Figura 38: Teste com a prótese.....	100
Figura 39: Teste com Brinquedo.....	100
Figura 40: Prótese da Bebionic.....	101
Figura 41: Análise dos dedos.....	101
Figura 42: Análise de juntas.....	102
Figura 43: Dedos #1	104
Figura 44: Dedos #2	106
Figura 45: Análise do polegar	107
Figura 46: Polegar #1	108
Figura 47: Polegar #2.....	108
Figura 48: Polegar #3.....	109
Figura 49: Palma.....	110
Figura 50: Estrutura dos sistemas.....	111
Figura 51: Estrutura dos fios.....	112
Figura 52: Análise da pega.....	112
Figura 53: Validação	113
Figura 54: Demonstração do sistema.....	114
Figura 55: Demonstração do sistema.....	115
Figura 56: Encaixe antebraço.....	116
Figura 57: Antebraço	116
Figura 58: Estratégia de impressão dos dedos	118
Figura 59: Palma impressão.....	119
Figura 60: Estratégia de impressão do pulso	119
Figura 61: Estratégia de impressão do antebraço	120
Figura 62: Prótese final.....	123
Figura 63: Próteses vistas	124
Figura 64: Comportamento da aba	124

Figura 65:Próteses personalizáveis	125
Figura 66: Prótese personalizada com arabescos	126
Figura 67: Ambientação #1	127
Figura 68: Ambientação #2.....	127
Figura 69: Vista explodida	128
Figura 70: Impressão 3D.....	130
Figura 71: Processo de prototipagem #1	130
Figura 72: Processo de prototipagem #2	131
Figura 73: Ajustes protótipo.....	131
Figura 74: Protótipo	132

LISTA DE QUADROS

Quadro 01 – Principais necessidades dos usuários.....	56
Quadro 02 – Conversão das necessidades em requisitos e atributos	57
Quadro 03 – Valores de porcentagem	58
Quadro 04 – Requisitos	59
Quadro 05 – Análise histórica	61
Quadro 06 – Requisitos de projeto e prioridades.....	69

LISTA DE TABELAS

Tabela 01 – Dados do Censo sobre a prevalência da deficiência entre sexo e idade.....	44
Tabela 02 – Dados referentes a atuadores.....	88
Tabela 03 – Dados referentes a servo motores micro	89
Tabela 04 – Dados referentes a servo motores	90
Tabela 05 – Orçamento dos componentes.....	121

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
2 PLANEJAMENTO DE PROJETO	15
2.1 CONTEXTUALIZAÇÃO	15
2.2 JUSTIFICATIVA	16
2.3 OBJETIVOS	18
2.3.1 Objetivo Geral	18
2.3.2 Objetivos Específicos	18
2.4 METODOLOGIA	19
3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	21
3.1 TECNOLOGIA ASSISTIVA	21
3.2 ANATOMIA	22
3.2.1 Membro Superior	23
3.2.2 Amputação	25
3.2.3 Ergonomia	27
3.3 PRÓTESES	29
3.3.1 A Evolução da Substituição Funcional da Mão	29
3.3.1.1 Próteses de Ferro e de Madeira	32
3.3.1.2 Próteses Movidas pelo Corpo	33
3.3.1.3 Próteses de Eletromiografia	32
3.3.2 Classificação e Definição de Próteses para Membro Superior	34
3.4 SENSOR DE ELETROMIOGRAFIA	35
3.4.2 Preparação e Riscos	36
3.4.2.1 Contato com a Pele	38
3.4.2.2 Limitações	39
3.4.3 Sinal	40
3.4.3.1 Características Elétricas	41
3.4.3.2 Decomposição e Processamento	41
3.5 DESENVOLVIMENTO NO MODELO DE CÓDIGO ABERTO	42
3.5.1 Arduino	42
3.5.2 Impressão 3D	43
4 PROJETO INFORMACIONAL	44
4.1 IDENTIFICAÇÃO E CARACTERIZAÇÃO DOS USUÁRIOS	44

4.2 ELICITAÇÃO DAS NECESSIDADES DOS USUÁRIOS	45
4.2.1 Pesquisa em Material Publicado	45
4.2.2 Imersão.....	47
4.2.2.1 Entrevistas Estruturadas com Profissionais da Saúde	48
4.2.2.1.1 <i>Entrevista Estruturada com Médico que Atende Pessoas com Deficiência</i>	48
4.2.2.1.2 <i>Entrevista Estruturada com Terapeuta Ocupacional</i>	50
4.2.2.2 Visita a Fábrica de Próteses.....	51
4.2.2.3 Entrevista com Coordenador da Fábrica de Próteses	52
4.2.2.4 Cadernos de Sensibilização	53
4.2.3 Conclusão da Etapa de Elicitação	55
4.2.4 Conversão das necessidades em requisitos de usuários	57
4.2.5 Valorização dos requisitos de usuário	58
4.2.6 Conversão dos requisitos de usuário em requisitos de projeto	59
4.3 ANÁLISE DE SIMILARES	60
4.3.1 Análise Histórica de Similares	60
4.3.2 Levantamentos de Similares	62
4.3.2.1 ADA Hand, Open Bionics	62
4.3.2.2 HACKberry, Exiii.....	64
4.3.2.3 Bebionic, Ottobock	66
4.4 PRIORIZAÇÃO DOS REQUISITOS DE PROJETO	68
4.5 CONVERSÃO DOS REQUISITOS DE PROJETO EM ESPECIFICAÇÕES DE PROJETO	68
5 PROJETO CONCEITUAL.....	71
5.1 DEFINIÇÃO DO CONCEITO.....	71
5.1.1 Painéis visuais.....	71
5.1.2 Referências visuais	74
5.1.3 Conceito	74
5.2 GERAÇÃO DE ALTERNATIVAS.....	75
5.2.1 Geração Preliminar	75
5.2.1.1 Forma Humana	76
5.2.1.2 Espiral	77
5.2.1.3 Design Paramétrico	78
5.2.1.4 Envolvimento transradial	79

5.2.1.5 Tecnológico	80
5.2.1.6 Futurista	81
5.2.1.7 Corda.....	82
5.2.1.8 Braçadeira	83
5.2.1.9 Gancho.....	84
5.2.2 Conversa com engenheiro de controle e automação	84
5.2.3 Conversa com engenheiro de computação	86
5.2.4 Definição de componentes	87
5.2.4.1 Motor	87
5.2.4.2 Bateria	91
5.2.5 Seleção de alternativa preliminar	92
5.2.6 Segunda geração de alternativa	93
5.2.7 Seleção da alternativa final	95
5.3 ACIONAMENTO DA MÃO.....	97
6 DETALHAMENTO	99
6.1 ANÁLISE DE FUNCIONALIDADE.....	99
6.2 FUNCIONAMENTO DO PRODUTO.....	102
6.2.1 Modelagem CAD	103
6.2.2 Escaneamento 3D	103
6.2.3 Dedos	103
6.2.4 Polegar	106
6.2.5 Palma.....	109
6.2.6 Estrutura	110
6.2.7 Pulso.....	114
6.2.8 Antebraço.....	115
6.3 ESTRATÉGIA DE IMPRESSÃO	117
6.3.1 FFF.....	118
7 APRESENTAÇÃO DO PRODUTO	121
7.1 CUSTO.....	121
7.2 AVALIAÇÃO DE PROFISSIONAL DA ÁREA DA SAÚDE.....	122
7.3 RENDERS.....	123
7.3.1 Personalizável	125
7.3.2 Ambientação	126
7.3.3 Vista explodida	133

7.4 PROTÓTIPO	129
8 CONSIDERAÇÕES FINAIS	133
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	134
GLOSSÁRIO	141
ANEXO A	142
APÊNDICE A	143
APÊNDICE B	144
APÊNDICE C	146
APÊNDICE D	147
APÊNDICE E	148
APÊNDICE F	149
APÊNDICE G	150
APÊNDICE H	151
APÊNDICE I	152
APÊNDICE J	153
APÊNDICE L	154
APÊNDICE M	155
APÊNDICE N	156
APÊNDICE O	157
APÊNDICE P	158
APÊNDICE Q	159
APÊNDICE R	160
APÊNDICE S	162
APÊNDICE T	163

1 INTRODUÇÃO

No design, as situações do mundo são respondidas através da criação de novos artefatos para facilitar suas atividades e enriquecer suas experiências (CARROLL, 2003). Para Carroll (2003), nem todo projeto é bem-sucedido nesse sentido, porém todo projeto tem seu impacto no mundo, causando alterações em certa medida. O mundo, então, assim alterado se apresenta com novas situações nas quais são respondidas com novos projetos.

Este conceito vai ao encontro da filosofia do movimento código aberto (*Open Source*), que representa o desenvolvimento de forma colaborativa, envolvendo empresas, universidades, voluntários de qualquer nacionalidade dentro de um processo contínuo. Isso possibilita que países com recursos financeiros menores tenham acesso a softwares e tecnologias antes inatingíveis pelos seus altos preços (TAURION, 2011). A Convenção Internacional sobre os Direitos das Pessoas com Deficiência da ONU (2007) assegura esses ideais, em forma de incentivo ao avanço tecnológico colaborativo internacional, demonstrado pelo Art. 32 *International Cooperation*, parágrafo C: "Facilitar a cooperação em pesquisas e acesso aos conhecimentos científicos e técnicos;".

A Tecnologia Assistiva (TA) é voltada para a melhoria das capacidades funcionais de pessoas com deficiência, são projetos idealizados com propósitos específicos para auxiliar a superar dificuldades e ampliar sua independência (ROSE, 2004). O contínuo desenvolvimento deste universo e seus benefícios aos usuários também é assegurado pela Convenção supracitada, através do Art. 4, parágrafo G, que diz:

Para empreender ou promover a pesquisa e o desenvolvimento, e promover a disponibilidade e a utilização de novas tecnologias, incluindo a tecnologias de comunicação e informação, auxiliares de mobilidade, dispositivos e tecnologias assistiva, adequadas para pessoas com deficiência, dando prioridade tecnologias a um custo acessível. (ONU, 2007, p. 6, tradução nossa).

O braço humano é um membro de extrema importância não podendo ser substituído naturalmente. Para isso existem próteses, utilizadas por pessoas que não possuem um membro por consequência de uma amputação ou por consequência de uma deficiência congênita (ausência do membro). Seu propósito é restaurar as

funções e aparência deste membro perdido. Com o advento dos microprocessadores e da robótica, foi possível devolver aos amputados um estilo de vida mais próximo ao que eles estavam acostumados, em vez de simplesmente suprir alguma funcionalidade básica ou ter uma aparência mais agradável (NORTON, 2017). Desmond e MacLachlan (2002) afirmam que a experiência de uma amputação pode causar um distúrbio na imagem corporal do indivíduo, vinda da ausência do membro e de sua provável dor fantasma. Os autores reconhecem, também, a importância da estética da prótese que pode ser um fator de aceitação ou rejeição por parte do usuário. Burger e Marincek (1994) relatam que grande parte dos amputados possuem uma conexão forte à aparência da prótese, sugerindo que as reações da sociedade em relação aos amputados estão estreitamente ligadas com a aparência de suas próteses.

Desenvolver e inovar tecnologias assistivas no universo do código aberto vai além de por mais um produto no mercado, pois seu alcance se torna amplo podendo viabilizar um produto a uma pessoa sem condições financeiras ou sem acesso a esta tecnologia. Desde fazer uma pessoa retornar ao mercado de trabalho até sua importância estética na autoestima. Seu impacto vai além de um simples desejo, visto que seu potencial pode mudar completamente a dinâmica de vida do seu usuário.

Visando estes benefícios, o presente trabalho propõe estudar e superar os desafios na construção de uma prótese para amputação transradial com a utilização de tecnologias robóticas, para ampliar a funcionalidade, e processos de produção, para descobrir meios mais viáveis de fabricação de baixo custo.

2 PLANEJAMENTO DE PROJETO

2.1 CONTEXTUALIZAÇÃO

A mão é um componente integral do corpo humano, desde manipular objetos até meios de comunicação, desempenhando um papel fundamental em convenções sociais como saudações ou expressões de afeto. O acontecimento da perda de uma ou ambas as mãos é uma experiência devastadora que requer suporte psicológico e reabilitação física (ZUO, OLSON, 2014). Dessa forma, desencadeia um processo de reabilitação que pode se estender por toda vida necessitando de apoio tanto na área médica, quanto na comunidade e no ambiente de convívio.

Segundo evidenciado pelo Censo 2010 realizado pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), aproximadamente 45 milhões de pessoas possuem algum tipo de deficiência (visual, auditiva, motora, intelectual). Este número representa 23,9% da população brasileira. Reputando 7% a deficiência física ou motora - aproximadamente 13,2 milhões de pessoas - e, destes, 470 mil foram vítimas de amputações.

Dados mais recentes como da Pesquisa Nacional de Saúde (PNS) 2013 ao qual abrangeu 200,6 milhões de pessoas residentes em domicílios particulares permanentes, demonstram que 6,2% dos entrevistados dizem possuir alguma deficiência (visual, auditiva, física, intelectual). A pesquisa aponta que destes 6,2%, 1,3% afirmam ser deficientes físicos, e ainda, 0,3% deste grupo já nasceram com deficiência física, enquanto 1,0% sofrem em virtude de algum acidente ou doença (IBGE, 2013).

A carência de um projeto da prótese transradial de baixo custo, para suprir as necessidades geradas pela perda de um membro superior, está cada vez mais presente no âmbito mundial, devido ao seu elevado custo de fabricação ou o fato da prótese com preço mais acessível ser apenas estética, sem trazer nenhum benefício funcional ao indivíduo. Uma prótese para membro superior está na faixa de preço de 3.000,00 até 30.000,00 dólares (TURNER, 2009). Em alguns países existe, também, a dificuldade de encontrar o produto a venda, reduzindo ainda mais o alcance da tecnologia. Conforme Turner (2009) explicita, a pessoa que não recebe uma prótese em 2 anos após a amputação tem uma maior chance de desenvolver problemas relacionados à saúde como, por exemplo, depressão.

As dificuldades da população brasileira de obter essa tecnologia assumem dados alarmantes, apresentados pela Associação Brasileira de Ortopedia Técnica (ABOTEC), em que apenas 3% dos deficientes físicos têm acesso a equipamentos que substituem membros perdidos (BRASIL, 2009). O Sistema Único de Saúde (SUS) disponibiliza através das Unidades Básicas de Saúde (UBS) alguns tipos de próteses voltadas para amputação transradial. O perfil dessa amputação representa a secção óssea entre a articulação do cotovelo e do punho, podendo ser proximal, média ou distal (CERB, 2017). Este assunto será abordado com maior profundidade no tópico 2.3. A prioridade do SUS, para a distribuição de equipamentos físicos, é direcionada para crianças e adolescentes em fase de desenvolvimento, em seguida para os adultos que precisam do aparelho para trabalhar (SAUTIL, 2017).

De acordo com o estudo *Mídia e Deficiência* da Agência de Notícias dos Direitos da Infância (ANDI) em parceria a Fundação Banco do Brasil (FBB), famílias de baixa renda são mais vulneráveis a desenvolverem alguma deficiência, devido à dificuldade ao acesso à informação, a serviços médicos, à nutrição de qualidade e a saneamento básico. O estudo também ressalta que, de acordo com a ONU, uma em cada vinte pessoas têm alguma deficiência sendo a maioria presente em países em desenvolvimento. Tais números podem ser atribuídos a condições precárias de alimentação, saúde e educação, podendo ser associadas a guerras, conflitos internos e altos índices de violência urbana. Para complementar estes números do estudo *Retratos da Deficiência no Brasil* realizado pela Fundação Getúlio Vargas (FGV) em parceria com a FBB, diz que nas regiões urbanizadas 14,33% da população sofre algum tipo de deficiência, ao mesmo tempo em que nas regiões não urbanizadas esse índice sobe para 17,4%. Estes dados demonstram uma linha tênue entre deficiência e nível socioeconômico. No Brasil, estes fatos refletem a precarização de serviços de saúde e regulamentação do maquinário nas zonas rurais provocando mais acidentes no trabalho.

No Brasil, deve-se dar atenção aos acontecimentos que ocasionam a perda da capacidade do indivíduo de realizar seu trabalho. Estes casos acontecem, geralmente, em indústrias, com funcionários que trabalham diretamente com maquinário. Como demonstrado, a partir das estatísticas do Instituto Nacional do Seguro Social (INSS) de 2004, os acidentes ocupacionais notificados, neste ano, que atingiram as mãos foram de 34,2% (PREVIDÊNCIA SOCIAL, 2004). No qual 7.405 trabalhadores tiveram uma ou ambas as mãos amputadas e outros 2.378 sofreram lesão ou esmagamento.

Dados de 2013 do INSS demonstram que o problema continua a persistir, relatando que os acidentes de trabalho com maior incidência foram respectivamente: os ferimentos do punho e da mão (9,59%); fratura no nível do punho ou da mão (6,91%); e traumatismo superficial do punho e da mão (4,84%) (PREVIDÊNCIA SOCIAL, 2013).

Seja a prótese transradial estética, mecânica ou mioelétrica são evidentes os benefícios trazidos pelo seu uso, porém, apenas a mioelétrica oferece uma movimentação mais natural por reagir aos impulsos nervosos do indivíduo (MYOELECTRIC PROSTHETICS, 2017). Podendo assim, este tipo de prótese, proporcionar um retorno com maior facilidade ao seu cotidiano. No entanto, quanto maior a liberdade de movimentação maior o investimento tecnológico que, conseqüentemente, aumenta o custo do produto. Portanto, há a necessidade de projetar algo que permita se adaptar a diversos casos, visto que uma amputação é algo inesperado e muitas vezes pode ser mal conduzida. Este problema se relaciona intrinsecamente ao custo, pois a produção em larga escala reduz drasticamente o valor de um produto.

2.2 JUSTIFICATIVA

O impacto causado pela perda de um membro gera uma enorme alteração na dinâmica de vida do indivíduo, tanto nas suas relações quanto na forma que ele se projeta frente ao mundo. Através de novas tecnologias e estudos é possível alcançar bons resultados tanto do ponto de vista estético quanto funcional, sem que ocorra um aumento elevado no custo. Além destas questões e os problemas que o tema abrange, a construção de um aparato para suprir a perda de um membro se mostra extremamente complexa. Pelo fato de estar em contato direto com o corpo humano, sofrer severas solicitações no uso e, principalmente, ser responsável por toda a expectativa gerada no paciente - afirmando que sua vida pode se normalizar e que o acontecimento pode ser deixado para trás. A construção de tal aparato se apresenta tanto importante quanto perigosa neste sentido, e por isso, não se deve deixar de lado para apenas empresas de grande porte desenvolver esta tecnologia.

Musk apud Vance (2015) faz uma analogia, sobre a defasagem nos avanços na área de exploração espacial, afirmando que toda vez que empresas fossem realizar qualquer lançamento ao espaço, seja qual for o objetivo, era construído um foguete "*Ferrari*", enquanto o mesmo objetivo, muitas vezes, poderia ser facilmente realizado

por um foguete "*Honda Accord*". Atualmente sua empresa *Space X*, realiza lançamentos de satélites e cargas para a estação espacial com preços imbatíveis, trabalhando em um nicho de mercado antes nunca explorado. Isso leva a repensar o propósito de construir uma prótese com tecnologias e materiais de elevado desempenho. Definitivamente este tipo de prótese iria desempenhar um papel melhor na qualidade de vida do seu usuário, porém deve-se questionar o seu alcance tanto para países em desenvolvimento quanto em relação ao seu preço.

Deste modo, é preciso tornar estas tecnologias mais acessíveis ao seu público e à comunidade, de maneira que seu conhecimento também seja de fácil acesso, para empoderar os usuários e tentar desmistificar ao máximo sua complexidade. Assim, surge o desafio de desenvolver uma prótese funcional de baixo custo, que consiga suprir as necessidades básicas do usuário e que seja de fácil acesso ao mesmo.

Portanto, o propósito deste trabalho consiste em substituir o membro perdido consequente de uma amputação transradial. Utilizando novas tecnologias e propostas de trabalho colaborativo que providenciem a redução de custos e ampliem o alcance do produto. Com o propósito de restaurar a dignidade, autoestima, produtividade e capacidade de contribuir a sociedade de seu usuário - assegurando assim o cumprimento dos direitos humanos aos deficientes físicos deste tipo de amputação.

2.3 OBJETIVOS

2.3.1 Objetivo Geral

Este trabalho tem por objetivo desenvolver uma prótese transradial de baixo custo e de código aberto, a qual permita a reabilitação de movimentos básicos e possua o semblante de uma mão humana.

2.3.2 Objetivos Específicos

São listados a seguir os objetivos específicos presentes na etapa do Trabalho de Conclusão I:

a) Identificar e compreender os conhecimentos que envolvem a anatomia do braço humano, para utilização da tecnologia de sensores de eletromiografia;

- b) Analisar os principais aspectos da mecânica presente no movimento de prótese de mão existentes no mercado;
- c) Analisar tipos de amputações decorrentes no antebraço que caracterizem a proposta do objetivo geral deste produto e identificar o público potencial do projeto;
- d) Determinar os requisitos do projeto com base na compreensão das particularidades do público-alvo, a fim de converter estes requisitos em especificações do projeto, bem como determinar o conceito do produto a ser desenvolvido.

São listados a seguir os objetivos específicos presentes na etapa do Trabalho de Conclusão II:

- a) Aplicar metodologias que auxiliem o desenvolvimento de alternativas;
- b) Realizar experimentos com especialistas, para validar e compreender a aplicação de cada componente no trabalho;
- c) Desenvolver mecanismos de acionamento e componentes internos para então criar o produto;

2.4 METODOLOGIA

Para a escolha da metodologia aplicada ao trabalho, foi definida a estrutura de etapas do desenvolvimento de produto descritas por Back (2008). Agregando com metodologias auxiliares, tais como Baxter (2005), Brown (2009) e Platcheck (2012). A seguir, o processo de desenvolvimento do projeto será abordado em três etapas, conforme a metodologia estipulada, descrevendo um panorama geral do que será realizado em cada fase do projeto.

- a) Planejamento do projeto:** primeira etapa na qual se define as diretrizes gerais para a gestão do projeto, através do detalhamento do escopo do projeto e do produto, dos objetivos gerais e específicos, contextualização do problema de projeto, justificativa e pesquisa por referências bibliográficas.
- b) Projeto Informacional:** a etapa seguinte dá ênfase ao planejamento das especificações do produto, através de fatores que influenciam o projeto, abrangendo:
 - Identificação dos usuários do projeto e do produto;
 - Elicitação das necessidades dos usuários: por meio de pesquisa em material publicado, entrevistas estruturadas e visitas aos usuários e

aos profissionais da saúde, ferramentas apresentadas no método de imersão em profundidade de Brown (2009);

- Transformação das necessidades em requisitos do usuário;
- Valorização dos requisitos de usuário;
- Conversão dos requisitos do usuário em requisitos dos projetos;
- Análise de similares: realizada com base na análise proposta por Platcheck (2012), que compreende análise histórica e levantamento de similares do produto;
- Priorização dos requisitos de projeto;
- Conversão dos requisitos de projeto em especificações de projeto.

c) Projeto Conceitual: última etapa que segue com base em tudo que foi estudado anteriormente, para chegar à definição do conceito e então entrar na geração de alternativas propondo soluções que atendam às especificações definidas na etapa anterior.

- Criação do conceito: nesta fase serão utilizadas ferramentas como painéis visuais e painéis de referências;
- Geração de alternativas: dividida em duas etapas, a primeira é realizada antes de conversar com especialistas e definir componentes, enquanto a segunda já se esboça alternativas pensando no produto de dentro para fora;
- Seleção de alternativas com profissionais da área da saúde, que estão em contato tanto com o produto quanto com o usuário;
- Análise e desenvolvimento de mecanismos de acionamento;
- Modelo Virtual: criação de *renders* para visualizar os materiais e texturas do modelo;
- Validação com profissional da área da saúde.

3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

3.1 TECNOLOGIA ASSISTIVA

A Secretaria Especial dos Direitos Humanos da Presidência da República - SEDH/PR, através da portaria nº 142, instituiu em 2006 o Comitê de Ajudas Técnicas (CAT). Cujo entre seus objetivos havia a criação de um conceito de TA que pudesse dar suporte às políticas públicas brasileiras, para isso o CAT realizou um estudo aprofundado sobre o referencial teórico internacional do tema. Então, em 2007, foi afirmado o conceito de TA conforme decidido pelo CAT, em:

Tecnologia Assistiva é uma área do conhecimento, de característica interdisciplinar, que engloba produtos, recursos, metodologias, estratégias, práticas e serviços que objetivam promover a funcionalidade, relacionada à atividade e participação, de pessoas com deficiência, incapacidades ou mobilidade reduzida, visando sua autonomia, independência, qualidade de vida e inclusão social. (BRASIL - SDHPR. – Comitê de Ajudas Técnicas – ATA VII).

O modelo de classificação HEART (*Horizontal European Activities in Rehabilitation Technology*) possui como propósito sustentar um foco no universo da TA, tendo base aos conhecimentos implicados em sua utilização. Esse modelo considera três grupos de expertise para atuadores da TA: componentes humanos, componentes socioeconômicos e componentes técnicos. Todos os profissionais da TA necessitam, independentemente do seu papel, do mínimo de conhecimento dessas três áreas. O primeiro grupo, respectivamente, se refere a questões relacionadas ao impacto causado pela deficiência no ser humano, o segundo grupo relata a influência da tecnologia nas interações humanas dentro do contexto social. O trabalho presente se encontra definido dentro do terceiro grupo, Componentes Técnicos, do qual se divide em quatro áreas de formação - comunicação, mobilidade, manipulação e orientação (EUROPEAN COMMISSION – DGXIII, 1998).

Definido o conceito de TA, é importante referir os objetivos dos serviços de TA. Pois, esses se organizam com intuito de garantir ao máximo a funcionalidade proposta da tecnologia à pessoa com deficiência. King (1999; apud TECNOLOGIA ASSISTIVA, 2009) afirma que mesmo quando os equipamentos são apropriados e seus propósitos alcançados, são frequentes o abandono de sua utilização. Visto isso, alguns fatores são elencados como tentativa de certificar que a tecnologia, mesma que adequada e

de qualidade, não caia em desuso por parte do usuário (KINTSCH, 2002 apud TECNOLOGIA ASSISTIVA, 2009):

- a) O fabricante: produtos dos quais os requisitos de projeto contemplam as necessidades e expectativas dos usuários. Este fator é composto por parâmetros de segurança, eficiência, durabilidade, estética e preço. Também leva em conta o entendimento das condições reais de uso do produto;
- b) O usuário: reconhecimento da necessidade da tecnologia. O usuário deve se manter informado sobre as capacidades que a TA oferece, no intuito de garantir seus benefícios;
- c) O cuidador: levantamento das necessidades, capacidades e limitações reais do usuário. Este fator tem o conhecimento do contexto real do uso do produto, da satisfação e do conforto proporcionado.
- d) O profissional da TA: levantamento das necessidades, capacidades e limitações reais do usuário. Observação e conhecimento do contexto real do uso do produto e seu impacto na vida do usuário. Avaliação de satisfação e conforto do usuário com a TA utilizada.

Portanto, o conceito de TA se apresenta como um catalisador dos direitos humanos e através dele que pessoas com deficiência garantem a oportunidade de alcançarem uma melhor qualidade em todos os aspectos de suas vidas. A TA é uma atividade multidisciplinar que abrange profissionais de diversas áreas do conhecimento, produto da aplicação de avanços tecnológicos de áreas já estabelecidas. Devendo ser vista como um processo contínuo de aprimoramento e acompanhamento, para que as invenções permaneçam em uso.

3.2 ANATOMIA

Esse tópico tem como objetivo entender definições iniciais de Anatomia para se aprofundar nos temas de: Membro Superior, no qual apresenta os músculos e os ossos que compõem o braço e o antebraço, delimitando ao objetivo do trabalho; Amputação, abrangendo definições, causas, reações e níveis de amputação; Ergonomia, tópico sustentado pela compreensão dos músculos do corpo humano.

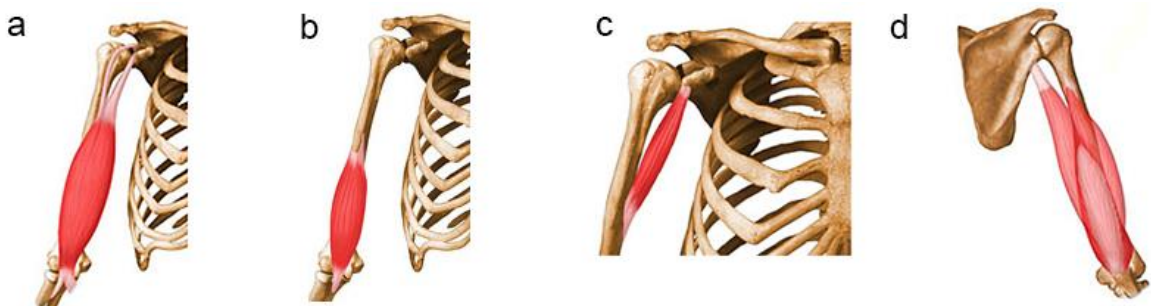
3.2.1 Membro Superior

Além de ser essencial para interações físicas e sociais, a mão humana é capaz de realizar movimentos sofisticados que necessitam de força bruta para movimentos extremamente precisos. De acordo com Cordella et al. (2016), toda essa capacidade é derivada do número de graus de liberdade (*Degrees of Freedom* - DoFs) que a mão possui, 21 DoFs no total para a mão e 6 DoFs para o pulso (CORDELLA et al., 2016).

Os ossos do membro superior podem ser divididos em quatro segmentos: Cintura Escapular (Clavícula e Escápula), Braço (Úmero), Antebraço (Rádio e Ulna), Ossos da mão (Carpó, Metacarpo e Falanges). Este trabalho se restringe ao braço, antebraço e a mão.

Os músculos do braço podem ser divididos em região anterior e região posterior. A Região anterior (Figura 01) é composta pelo bíceps braquial (a), braquial anterior (b), coracobraquial (c). Suas funções são respectivamente: Flexão de Cotovelo e Ombro e Supinação do Antebraço, Flexão de Cotovelo, Flexão e Adução do Braço. A Região posterior é composta apenas pelo tríceps braquial (d), cuja função é a extensão do cotovelo.

Figura 01: Músculos do braço a) bíceps braquial b) braquial anterior c) coracobraquial d) tríceps braquial

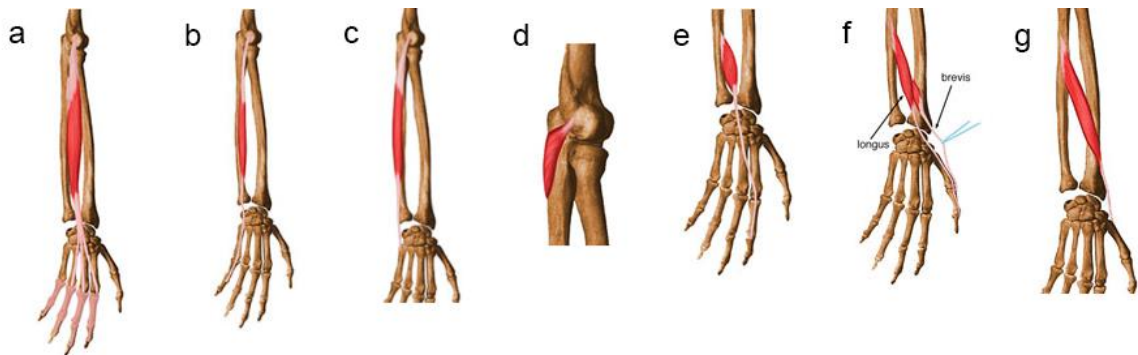


Fonte: Aula de Anatomia (2017).

Os músculos do antebraço (Figura 02) são divididos em região posterior, região anterior e região lateral. A região posterior está separada em camada superficial e camada profunda. A camada superficial sendo composta pelos músculos: extensor dos dedos (a), extensor do quinto dedo (b), extensor ulnar do carpo e ancônio (c). A camada profunda sendo composta pelos músculos: abductor longo do polegar (d),

extensor curto do polegar (e), extensor longo do polegar (f), extensor do segundo Dedo (g).

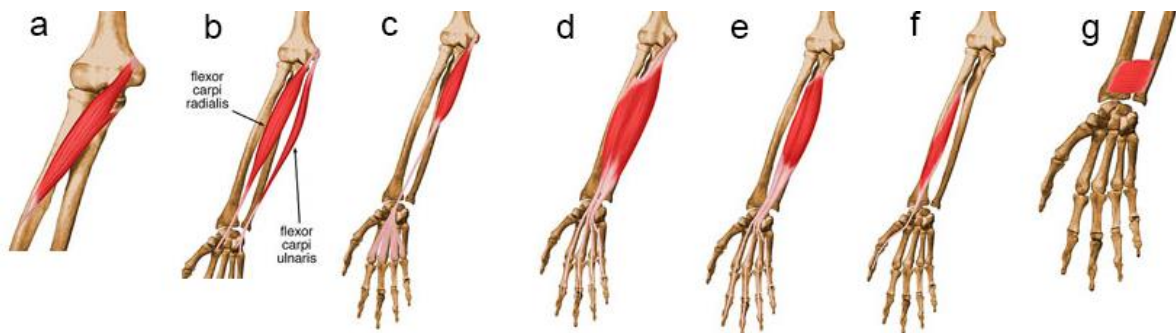
Figura 02: Músculos da mão a) extensor dos dedos b) extensor do quinto dedo c) extensor ulnar do carpo e ancônio d) abdutor longo do polegar e) extensor curto do polegar f) extensor longo do polegar g) extensor do segundo dedo



Fonte: Aula de anatomia (2017).

A região anterior (Figura 03) está dividida em quatro camadas. A primeira camada composta pelo: pronador redondo (pronação do antebraço e auxiliar na flexão do cotovelo) (a), flexor radial do carpo (flexão do punho e abdução da mão) (b), flexor ulnar do carpo (flexão de punho e adução da mão) (b), palmar longo (flexão do punho) (c). A segunda camada é composta pelo flexor superficial dos dedos (flexão de punho e da interfalangiada proximal (IFP) – 2º ao 5º Dedos) (d). A terceira camada composta flexor profundo dos dedos (flexão de Punho, IFP e interfalangiadas distais do 2º,3º,4º e 5º dedos) (e) e flexor longo do polegar (flexão da interfalangiada do polegar) (f). A quarta camada é composta pelo pronador quadrado (pronação) (g).

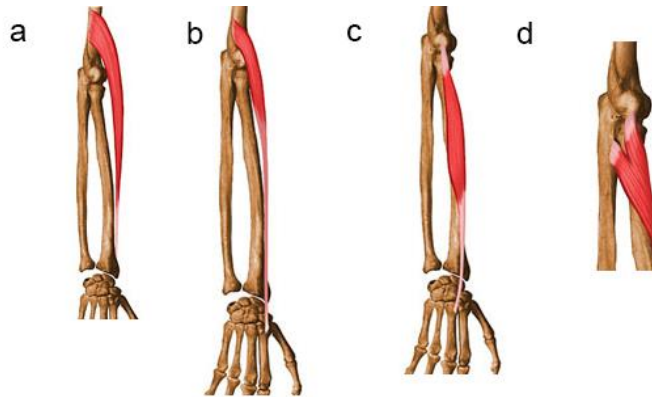
Figura 03: Músculos do Antebraço a) pronador redondo b) flexor radial do carpo e flexor ulnar do carpo c) palmar longo d) flexor superficial dos dedos e) flexor profundo dos dedos f) flexor longo do polegar



Fonte: Aula de anatomia (2017)

A região lateral (Figura 04) é composta pelos músculos: braquiorradial (a), extensor radial longo do carpo (b), extensor radial curto do carpo (c), supinador (d).

Figura 04: Músculos do antebraço, região lateral a) braquiorradial b) extensor radial longo do carpo c) extensor radial curto do carpo d) supinador



Fonte: Aula de anatomia (2017)

3.2.2 Amputação

O termo Amputação se refere à cirurgia para remover todo ou uma parte de um membro ou extremidade. Pode ser feito para tratar lesões, doenças, infecções ou remover tumores de ossos e músculos (HOPKINS MEDICINE, 2017). A sensação da ausência de um membro pode ser esmagadora. A Amputação também resulta na desfiguração física da pessoa levando a uma imagem negativa de seu próprio corpo e a perda de aceitação social. Além do mais, a sua mobilidade é alterada podendo impactar na independência e na qualidade de vida (JACOBSEN, 1998).

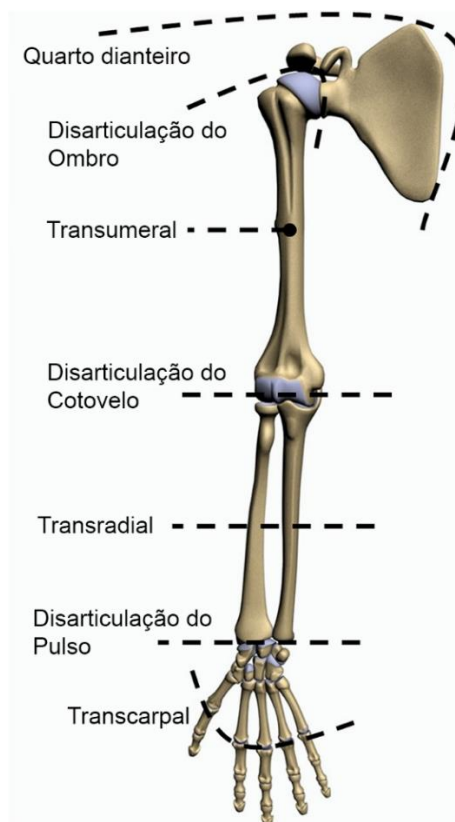
As causas para ocorrer uma amputação podem ser médicas, cirúrgicas ou psiquiátricas. As causas cirúrgicas são divididas em trauma acidental e relacionadas a combate. Condições psiquiátricas envolvem abuso de substâncias químicas e distúrbios mentais que predisõem a tentativas de suicídio com lesões nos membros. Causas médicas de amputação incluem diversos tipos de doenças, tais como: osteomielite, embolização periférica, trombozes, trombocitose, infecções necróticas de tecidos moles e entre outras doenças (BHUVANESWAR, 2007).

As reações imediatas a uma amputação variam, dependendo se a amputação foi planejada, se foi decorrente de algum problema médico ou se foi decorrente de alguma necessidade súbita. O contexto da amputação afeta diretamente o estado psicológico do paciente e seu processo de recuperação. Os estágios de sofrimento

pós-amputação são respectivamente: negação, raiva, barganha, depressão e aceitação (BHUVANESWAR, 2007).

O nível de amputação caracteriza o local na qual a parte do corpo foi amputada. Esse nível é utilizado para a escolha adequada de prótese (OTTOBOCK, 2017). De acordo com Cordella et al. (2016) as amputações do membro superior podem ser (Figura 05): transcarpal (*transcarpal*), desarticulação do pulso (*wrist disarticulation*), transradial (*transradial*), desarticulação do cotovelo (*elbow disarticulation*), transumeral (*transhumeral*), desarticulação do ombro (*shoulder disarticulation*), quarto dianteiro (*forequarter*).

Figura 05: Representação gráfica dos níveis de amputação no membro superior



Fonte: Cordella et al. (2016).

Nos Estados Unidos da América (EUA), em 2005, cerca de 541.000 americanos sofreram diferentes níveis de amputação no membro superior. No país são executadas aproximadamente 180,000 amputações a cada ano e é esperado que esse número duplique até 2050. A principal causa de amputação é de doenças vasculares, correspondendo 54% do total (O'NEILL, 2014). Na Itália, são reportados anualmente aproximadamente 3.500 amputações de membro superior. Já no Reino

Unido, este número aumenta para aproximadamente 5.200 amputações de membro superior. A incidência dos diferentes níveis de perda do membro superior na Itália e no Reino Unido, são de: 61% transcarpal, 16% transumeral, 12% transradial, 3% desarticulação do ombro, 3% perda bilateral do membro, 2% quarto dianteiro, 2% desarticulação do pulso, 1% desarticulação do ombro (CORDELLA et al., 2016).

3.2.3 Ergonomia

lida (2005) descreve características desejáveis dos produtos de um ponto de vista ergonômico sejam eles grandes ou pequenos, simples ou complexos. Para que os produtos tenham sucesso em suas interações com seus usuários, devem possuir as seguintes características:

- a) Qualidade técnica: visto do âmbito mecânico, elétrico, eletrônico ou químico. Deve-se considerar a eficiência com que o produto executa a função, a ausência de ruídos e vibrações, a facilidade de limpeza e manutenção e assim por diante;
- b) Qualidade ergonômica: característica descrita pela facilidade de manuseio do produto, adaptação antropométrica, clareza nas informações, compatibilidades de movimentos entre outros itens como conforto e segurança;
- c) Qualidade estética: envolve a combinação de formas, cores, materiais, texturas, acabamentos e movimentos, para que os produtos se tornem atraentes e desejáveis aos olhos de seus consumidores.

Visto estas definições, o estudo é aprofundado a respeito da musculatura humana. Os músculos se contraem através de comandos dados pelo sistema nervoso central, que é composto pelo cérebro e medula espinhal. O sistema nervoso é formado de células nervosas, que são caracterizados por irritabilidade (sensibilidade a estímulos) e condutibilidade (condução de sinais elétricos). Os sinais são representados pelos impulsos elétricos de natureza eletroquímica, se propagando ao longo das fibras nervosas. Os sinais produzidos devido a algum estímulo externo ou pelo próprio corpo são conduzidos até o sistema nervoso central. Lá é interpretado e processado para então gerar uma decisão que é enviada de volta pelos nervos motores, que estão conectados aos músculos, provocando assim o movimento

muscular. O caminho de ida ao sistema nervoso é definido como aferente e o caminho de volta aos músculos é definido como eferente (IIDA, 2005).

De acordo com Iida (2005), as sinapses são conexões que as células nervosas fazem entre si, para formar uma cadeia de transmissão de sinais. A estrutura, da célula nervosa, é formada por três partes: um corpo e dois tipos de terminações (dendrites e axônio). Em uma célula pode haver várias dendrites, mas há sempre um único axônio. A sinapse é a ligação de um axônio com uma dendrite da célula seguinte, e possui propriedades como sentido único, acidez, fadiga, efeito residual e desenvolvimento. Devido à temática deste trabalho apenas algumas das propriedades são estudadas a fundo:

- a) Fadiga: as sinapses reduzem sua capacidade de transmissão quando utilizadas muitas vezes;
- b) Efeito residual: quando o mesmo estímulo se repete rapidamente, um após o outro, no mesmo canal, o segundo se transmite com maior facilidade que o primeiro;
- c) Desenvolvimento: o estímulo repetitivo e prolongado pode levar a uma alteração física da sinapse, fazendo com que ela passe a ser estimulada com maior facilidade.

Os músculos são responsáveis por todos os movimentos do corpo humano, se classificam em três tipos: músculos lisos, músculos do coração e músculos estriados ou esqueléticos. Os dois primeiros não podem ser comandados voluntariamente. Os músculos estriados são os que interessam para os estudos deste trabalho, estes estão sob o controle consciente da pessoa e compõem 40% dos músculos do corpo. O músculo estriado é composto de fibras longas e cilíndricas, dispostas paralelamente. As fibras são formadas de centenas de elementos delgados, paralelos entre si e uniformes, chamados de miofibrilas. Estas, por sua vez, apresentam segmentos funcionalmente completos, chamados de sarcômeros. Visto isso, a contração muscular se dá quando os sarcômeros se contraem no sentido longitudinal das fibras, estimulados por correntes elétricas de 80 a 90 milivolts. O período decorrido entre a chegada da corrente e a contração é de 0,003 segundos. Os sarcômero são constituídos de dois tipos de filamentos de proteínas, a miosina e a actina. Durante a contração os filamentos de actina deslizam-se para dentro dos filamentos de miosina (IIDA, 2005).

Em geral a musculatura humana apresenta um bom desempenho contínuo quando contraído em até 15% da sua capacidade máxima. Superior a isso, o trabalho deve ser seguido de uma pausa para recuperação. A fadiga muscular é a redução da força, causada pela deficiência de irrigação sanguínea do músculo. Quanto maior a contração muscular, maior será o estrangulamento da circulação sanguínea. Após um período de descanso a fadiga é reversível, e a dor é causada pelo acúmulo de subprodutos do metabolismo no interior dos músculos. A metade da contração máxima pode ser mantida durante 1 minuto. Para longos períodos de esforço a contração não pode ultrapassar 20% da contração máxima, se ultrapassado esse valor podem surgir dores intensas (IIDA, 2005).

3.3 PRÓTESES

“Próteses são peças artificiais que substituem partes ausentes do corpo” (BERSCH, 2009). A escolha para essa peça artificial deve ser baseada nas capacidades funcionais e necessidades de seu usuário, para que seja possível superar as dificuldades impostas pela amputação. O atual desenvolvimento de novas tecnologias, ciências dos materiais e processos de produção marcam um período único na história da construção desses aparatos (PASQUINA et al., 2006).

3.3.1 A Evolução da Substituição Funcional da Mão

A construção de próteses pode ser datada muito antes das próteses para membro superior, porém para manter o foco nos objetivos propostos do trabalho, este tópico irá abordar historicamente a evolução da substituição funcional da mão, independentemente do caráter da amputação no membro superior. No intuito de ter um panorama completo da temática, pois a mão é o elemento central de próteses para o membro superior. Junto à análise histórica será abordado o funcionamento de cada tipo de prótese para membro superior, seus benefícios e problemas.

3.3.1.1 Próteses de Ferro e de Madeira

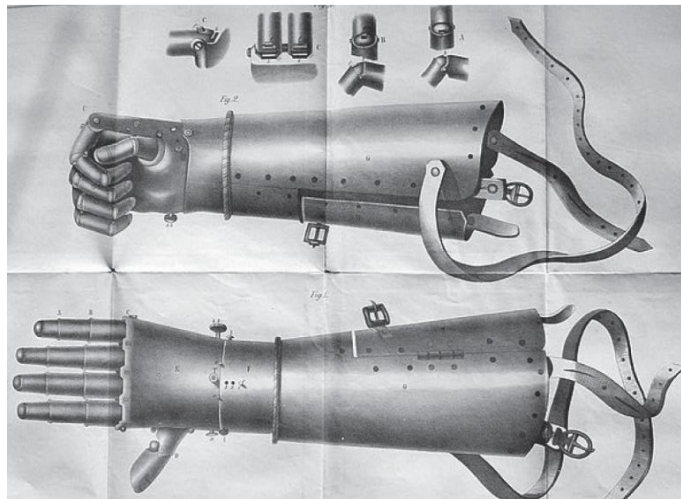
Há evidências do uso de próteses na época do antigo Egito, essas eram desenvolvidas para fins de função, estética e senso psico-espiritual sendo muitas

vezes enterradas junto ao usuário. O primeiro indício do uso de prótese para membro superior é datado em 218 Antes de Cristo, no qual o general Romano, Marcus Sergius, perdeu a mão durante a segunda Guerra Púnica. Para voltar à batalha recebeu uma prótese de mão feita de ferro que foi amarrada em seu braço, permitindo a ele segurar seu escudo e possibilitando a sua volta para batalha (HERNIGOU, 2013).

Sergius em sua segunda campanha perdeu sua mão direita... Ele tinha uma mão direita feita de ferro e entrava em ação com ela amarrada em seu braço... (PLINY'S NATURAL HISTORY - Livro XXVIII).

Outro exemplo histórico, é a prótese do cavaleiro alemão Götz, que perdeu a mão na batalha de Landshut (cerca de 1505). Um artista projetou para ele uma mão de ferro que poderia ser flexionada e estendida passivamente nas articulações (Figura 06), permitindo voltar para batalha com a capacidade de segurar em rédeas e armas. Devido ao seu peso, a prótese era anexada na armadura por meio de tiras de couro (ZUO; OLSON, 2014).

Figura 06: Mão de ferro de Götz



Fonte: Zuo e Olson (2014)

Por volta de 1550, o cirurgião francês Ambroise Paré projetou, em detalhes, a primeira prótese de membro superior com sistema de molas, apelidada de '*Le Petit Lorrain*'. Esse sistema simula as articulações de uma mão humana e foi utilizada em batalha por um capitão do exército francês, no qual constatou que a prótese funcionou tão bem que era possível agarrar e soltar as rédeas de seu cavalo (HERNIGOU, 2013). O visual da mão foi inspirado em armaduras do período, o pulso rígido e a

fixação era ao antebraço por correias de couro e duas barras de metal. Um dos primeiros relatos de próteses de mão sem fins de combativos foi na Itália por volta de 1600. O cirurgião Minadoi descreveu um homem que havia perdido as duas mãos, utilizando mãos de ferro, que conseguia amarrar sua bolsa e assinar seu nome (PUTTI, 1925).

Ainda é escasso o conhecimento disponível do uso de próteses anterior ao século XVI devido a evidências iconográficas, históricas e arqueológicas - muitas vezes - não serem fidedignas. Anterior à invenção da cauterização e do tratamento farmacológico a chance de sobrevivência, depois de sofrer uma amputação, era muito baixa e como consequência disso havia pouca necessidade do desenvolvimento de próteses (BINDER, 2016). Por isso, é possível compreender porque muitas das próteses desta época eram projetadas para a guerra e com os materiais disponíveis (madeira, ferro e couro).

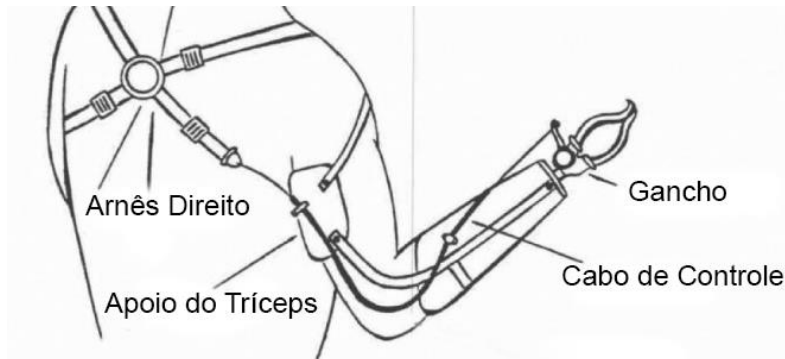
3.3.1.2 Próteses Movidas pelo Corpo

Consecutivos refinamentos e novas descobertas na área da medicina aumentaram as chances de sobrevivência pós-amputação. Porém, o marco do desenvolvimento de próteses se deu após as duas guerras mundiais (THURSTON, 2007). A Primeira Guerra Mundial (1914 a 1918) resultou em números trágicos de feridos. Por causa disso, foi criado um programa de reabilitação, nos EUA, com o objetivo de ajudar vítimas de amputação pós-guerra que totalização mais de 4.400 pessoas – da qual maioria (54%) eram do membro superior – a recuperar sua capacidade de trabalho. Ao decorrer da Segunda Guerra Mundial (1939 a 1945), devido à melhoria do atendimento médico e dos antibióticos o número de amputados foi menor (ZUO; OLSON, 2016).

O primeiro conceito de prótese para o membro superior movida pelo corpo foi criado por Peter Baliff, em 1818. Pela primeira vez foi possível um amputado movimentar uma prótese por meio de movimentos do corpo. Já a prótese para o membro superior de Sauerbruch, foi à primeira controlada pela transmissão do movimento do ombro. Em 1948, foi introduzida a prótese de cabos movida pelo corpo de Bowden (Figura 07), sua inovação está na substituição das correias de couro por cabos finos. As próteses movidas pelo corpo até hoje seguem os princípios da prótese de Bowden, apesar de novas tecnologias e de novos materiais. Próteses movidas pelo

corpo são duráveis, relativamente baratas e dão ao usuário uma autonomia grande de movimento, possibilitando o uso de ambas as mãos ao mesmo tempo, por utilizar o movimento do corpo para tencionar os cabos (ZUO; OLSON, 2014).

Figura 07: Prótese de Bowden



Fonte: Zuo e Olson (2014, tradução nossa).

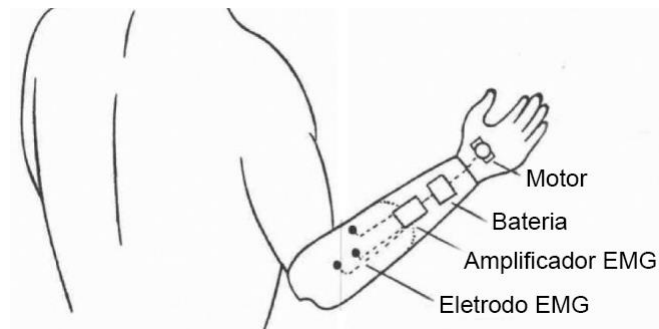
Este tipo de prótese se apresenta como uma opção viável por ter o custo de produção baixo, podendo até ser artesanal com durabilidade e portabilidade. Porém a tensão nos cabos pode causar grande desconforto ao usuário, principalmente se for necessário realizar um trabalho repetitivo. Seu visual, da mesma forma, possui alguns problemas. Sua aparência é muito grande e com os cabos expostos remete uma ideia de mecânica chamando muita atenção.

3.3.1.3 Próteses de Eletromiografia

As próteses de eletromiografia têm a capacidade de oferecer a combinação entre aparência natural e função, se tornando ideal para amputados do membro superior. Estas são projetadas para simular a anatomia humana e seus movimentos através de seus componentes eletrônicos. O termo "Mioelétrico" se refere às propriedades elétricas dos músculos, uma prótese controlada por eletromiografia é um membro artificial externamente alimentado que o usuário controla pelos sinais elétricos gerados por seus próprios músculos. Embora a prótese seja controlada pelos músculos, o fato de ser externamente alimentada torna necessária sua recarga. O sistema, portanto, necessita de uma bateria para comandar os motores e os componentes eletrônicos (Figura 08). A conversão de pulsos elétricos para comandos da prótese ocorre através dos sensores de eletromiografia que transferem os sinais

para um controlador, o qual traduz a informação em comandos para os motores elétricos realizarem os movimentos da mão (OTTOBOCKUS, 2017).

Figura 08: Prótese transradial de eletromiografia



Fonte: Zuo e Olson (2014, tradução nossa).

A primeira prótese mioelétrica, de acordo com Childress (1985), foi desenvolvida por volta de 1940, pelo físico Reinhold Reiter. O sistema era pesado, grande, não portátil e não utilizava bateria para operar - sua proposta era operar em uma estação de trabalho. Já Zuo e Olson (2014) afirmam que a primeira prótese mioelétrica clinicamente significativa foi desenvolvida pelo cientista Alexander Kobrinski, em 1960. Por utilizar transistores foi possível diminuir o volume permitindo, assim, a portabilidade do dispositivo. As baterias eletrônicas eram colocadas em um cinto e conectadas à prótese por fios. A prótese também possuía revestimento de borracha com coloração lembrando a pele humana.

Durante a década de 1980, as próteses de eletromiografia estavam difundidas nos centros de reabilitação ao redor do mundo. O seguinte desenvolvimento de materiais tornou viável a construção de próteses mais leves, ergonômicas e esteticamente atraentes. Comparada a próteses movidas pelo corpo, o sistema de eletromiografia possibilita conforto e estética superiores, além disto o esforço para operar é comparável ao membro humano. Os sinais dos sensores são detectados de maneira não invasiva, por serem dispostos sob a superfície da pele (ZUO; OLSON, 2014). Os músculos que os sensores são dispostos variam de acordo com o tipo de amputação. No caso de amputações a baixo do cotovelo (transradial) serão utilizados, para controlar a mão prótica, os músculos flexores e extensores do antebraço. Já amputações acima do cotovelo (transumeral), serão utilizados o bíceps e o tríceps para controlar o movimento do cotovelo prótico e da mão prótica (SCHULTZ, 2011).

Levando em conta todos seus benefícios e sua disponibilidade no mercado, este tipo de tecnologia aplicada a próteses continua sendo menos acessível financeiramente. Embora existam muitas barreiras que impeçam a disseminação da utilização desta tecnologia, com novos processos de produção e o desenvolvimento de ideias no universo do código aberto, se tornou mais acessível à produção destas próteses. Ao decorrer do projeto de O'Neill (2014), foi comprovada a viabilidade de construir uma prótese transradial de baixo custo e que ofereça um controle razoável das características de uma mão. Contudo, mesmo obtendo bons resultados com seus testes, era preciso calibrar as funções de acordo com a estrutura muscular e necessidades dos usuários. Para construção estrutural desta prótese era necessário apenas uma impressora 3D.

3.3.2 Classificação e Definição de Próteses para Membro Superior

Próteses para membros se dividem entre membro superior e membro inferior. As próteses para membro superior podem ser utilizadas para atender diferentes níveis de amputação (CORDELLA, 2016). De acordo com Fumero e Constantino (2001, apud CORDELLA, 2016), próteses para membro superior podem ser classificadas em duas categorias principais: próteses passivas, divididas entre estéticas e funcionais; próteses ativas, divididas entre movidas pelo corpo e externamente alimentadas.

Como o nome exemplifica as próteses estéticas apenas substituem o visual do membro perdido (Figura 09 – a) sem qualquer benefício utilitário. Enquanto as próteses funcionais têm como propósito facilitar somente atividades específicas, como atividades relacionadas a desempenhar um trabalho ou praticar algum esporte (Figura 09 – b) (CORDELLA, 2016).

Figura 09: Tipos de próteses a) Prótese transradial estética b) Prótese transradial funcional



Fonte: a) SPAO (2017); b) FAIRLEY (2017).

Sobre as próteses ativas, as movidas pelo corpo são controladas por cabos presos que se tencionam em relação ao movimento de algum outro membro. Esse tipo de prótese requer um enorme esforço do usuário sendo essa sua grande desvantagem em relação às alternativas que também trazem benefícios funcionais (CORDELLA, 2016).

As próteses externamente alimentadas usufruem de alguma fonte de energia externa no intuito de suprir a energia necessária para gerar movimento. Elas podem ser divididas em duas categorias: mioelétricas, controladas por sinais de eletromiografia (Figura 10); e elétricas, controladas por botões externos (CORDELLA, 2016).

Figura 10: Prótese transradial de eletromiografia



Fonte: BIODESIGN (2015).

Este trabalho aborda o desenvolvimento de uma prótese voltada para a amputação transradial. Este tipo de prótese apresenta maiores benefícios tanto estéticos quanto funcionais. Através da tecnologia de sensores EMG de maneira não invasiva, é possível obter movimentos complexos.

3.4 SENSOR DE ELETROMIOGRAFIA

O sistema nervoso é o sistema de controle e de comunicação do corpo. Este sistema consiste em um grande número de células conectadas chamadas neurônios que se comunicam com diferentes partes do corpo por meio de sinais elétricos. O músculo é composto de feixes de células especializadas capazes de contração e relaxamento. As funções dessas células especializadas são: gerar forças, movimentos e capacidade de comunicação (RAEZ et al., 2006).

O sinal de EMG (eletromiografia) é um sinal biomédico que mede as correntes elétricas geradas nos músculos durante sua contração. O sistema nervoso controla toda atividade muscular de contração e relaxamento. Portanto, o sinal EMG é um sinal complexo de se trabalhar, porque é controlado pelo sistema nervoso e depende das propriedades anatômicas e fisiológicas dos músculos do indivíduo (RAEZ et al., 2006). A unidade motora (UM) é a menor unidade funcional do aparelho locomotor, sendo constituída por um conjunto de fibras musculares inervadas por um motoneurônio (BRITO, 2017). Visto isso, de acordo com Chowdhury (2013), um sinal EMG é a atividade dos potenciais de ação das unidades motoras (PAUM) de um músculo e seus métodos de registro baseiam-se em dois tipos: o sensor EMG de superfície (sEMG), que é um método não invasivo de captura de sinal; e o sensor EMG intramuscular (iEMG), que é um método invasivo de captura de sinal (CHOWDHURY, 2013). Para os fins deste trabalho o foco será no sEMG, por haver a fácil utilização do sensor sobre a superfície da pele e não necessitar de cirurgia para sua aplicação.

O sinal capturado por sEMG adquire ruídos por viajar através de diferentes tecidos da pele humana. Outra dificuldade é ocasionada devido a coleta de sinais de diferentes UMs ao mesmo tempo, podendo gerar interação com diferentes sinais (RAEZ et al., 2006). Sensores EMG podem ser utilizados para gerar comandos de controle para dispositivos de TA como reabilitação, próteses robóticas. No entanto, para este tipo de uso ser bem-sucedido, a captura precisa do sinal EMG é um pré-requisito essencial (CHOWDHURY, 2013).

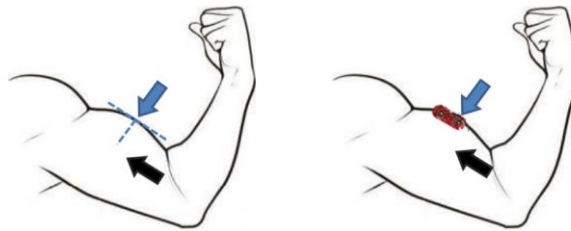
3.4.2 Preparação e Riscos

Neste trabalho serão utilizados sensores EMG da empresa Americana Advancer Technologies. Seus sensores são projetados para serem utilizados diretamente com um microcontrolador. Ao decorrer do tópico será descrito sobre sua preparação de uso e riscos, como também seu diferencial ao qual tornou sua escolha ideal para este trabalho.

O objetivo para a aplicação do sensor é alcançar uma localização de superfície boa e estável no qual possibilite a obtenção do sinal EMG com eficiência. Cada placa do sensor requer que três eletrodos sejam aplicados sob a pele, dois eletrodos são utilizados para captar o sinal do músculo e o terceiro é utilizado como referência (OPEN BIONICS, 2017). Seguindo as especificações da Advancer Technologies,

primeiramente deve-se limpar a área na qual se pretende utilizar, removendo a sujeira e a oleosidade. Antes de colocar sob a pele, deve-se encaixar os eletrodos ao sensor e o sensor aos conectores. Para então aplicar o sensor sob a pele, nas seguintes recomendações: o grupo muscular deve ser determinado; o sensor deve ser aplicado mantendo um eletrodo ao centro do corpo muscular e o outro eletrodo alinhado na direção do comprimento do músculo (Figura 11); a proteção dos eletrodos deve ser removida para que a parte adesiva fique em contato com a pele; o eletrodo de referência deve ser aplicado sob uma região óssea ou sob alguma musculatura não adjacente a musculatura escolhida; por último, o sensor deve ser conectado a um microcontrolador, para então ser utilizado (MYOWARE DATASHEET, 2015).

Figura 11: Alinhamento do Sensor



Fonte: MYOWARE DATASHEET (2015)

A Figura 12 exemplifica o impacto que a posição e orientação que os eletrodos têm na captação do sinal. O sensor deve ser aplicado a linha central do corpo muscular e alinhado às fibras do músculo. Aplicá-lo em outras regiões diminui a qualidade e força do sinal devido à redução de medição de UMs e ao aumento de interferência atribuído ao *crosstalk* (MYOWARE DATASHEET, 2015).

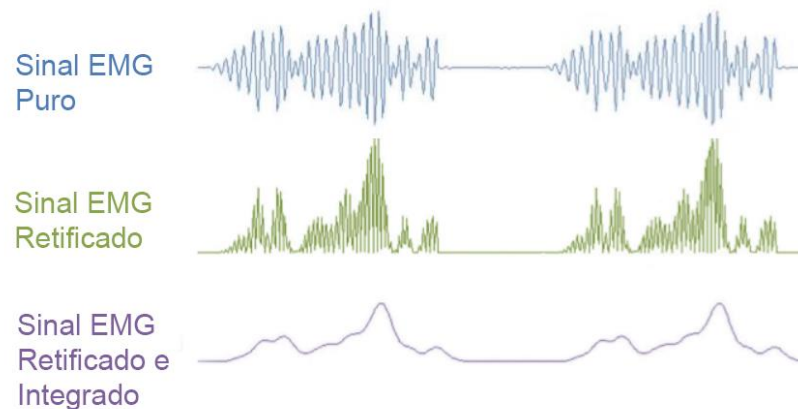
Figura 12: Saída do sinal EMG puro em diferentes localizações no músculo



Fonte: MYOWARE DATASHEET (2015).

Por ser um sensor construído com propósito de ser utilizado junto a um microcontrolador, seu output primário não é um sinal EMG puro (*RAW*) mas um sinal já amplificado, retificado e integrado (chamado de *EMG's envelope*) com o objetivo de ter um bom funcionamento junto a um microcontrolador que possua conversor analógico digital (Figura 13) (OPEN BIONICS, 2017). Grande parte dos microcontroladores possuem um sistema integrado que permite converter faixas de tensões analógicas em valores de grandeza digital, que podem ser utilizados em algum programa para tomar determinada decisão (SPARKFUN, 2017).

Figura 13: Diferenças entre os sinais de EMG: RAW, Retificado, Retificado e Integrado



Fonte: MYOWARE DATASHEET (2015)

3.4.2.1 Contato com a Pele

A conexão eletrodo-pele gera um potencial de tensão de corrente contínua, causado principalmente por um aumento significativo de impedância a partir da camada mais externa da pele. Outras causas de aumento de impedância, podem ser atribuídos a pele morta e secreções oleosas na superfície da pele. Esse potencial de corrente contínua, é comum para todos os eletrodos e pode ser minimizado com a preparação adequada da pele (DAY, 2017).

Existem dois tipos de eletrodos que são comumente utilizados, que são: Eletrodos Secos (*Dry Electrodes*), usados em contato direto com a pele; Eletrodos Gelificados (*Gelled Electrodes*), que utilizam um gel eletrolítico como interface química entre a pele e a parte metálica do eletrodo. Os eletrodos secos são utilizados quando a geometria ou tamanho do eletrodo não comporta o uso do gel. Esse tipo de eletrodo gera um nível elevado de impedância na conexão eletrodo-pele. Seu peso é

consideravelmente maior que eletrodos gelificados, acarretando em certa dificuldade para ser fixado. Na conexão dos eletrodos gelificados com a pele, reações químicas oxidativas e redutoras ocorrem na região de contato da superfície metálica e do gel. O composto mais comum empregado na parte metálica desses eletrodos é de Prata - Cloreto de prata (Ag-AgCl). A camada AgCl possibilita que a corrente gerada no músculo passe mais livremente através da ligação entre o eletrólito e o eletrodo, com isso menos ruído é obtido durante a captura de sinal. Isto torna os eletrodos gelificados mais utilizados na sEMG do que os eletrodos secos, além disso os eletrodos gelificados podem ser descartáveis ou reutilizáveis (DAY, 2017). Os descartáveis podem causar um aumento de custo em sua utilização, pensando nisso, para este trabalho foram comprados eletrodos gelificados reutilizáveis.

3.4.2.2 Limitações

O sensor sEMG é o tipo de sinal mais utilizado para controle de próteses externamente alimentadas. A qualidade desse sinal depende da sua amplitude e do fenômeno *crosstalk* causado por outros músculos. *Crosstalk* pode ser definido como a detecção indesejada de sinais conduzidos por músculos diferentes do músculo de interesse. Kukien (2017) exemplifica o fenômeno afirmando que se o músculo extensor contrai causando a detecção de seu sinal EMG em um eletrodo fixado no músculo flexor, o sinal do extensor é gravado sobre o sinal do flexor causando o *crosstalk*. Por isso, é evidente que a sua interferência pode causar diversos problemas durante a operação de uma prótese com sensores EMG. Kukien (2017) alega que a amplitude do sinal deve ser grande o suficiente para que seja possível captar o sinal e separá-lo de ruídos.

A pele humana é formada por duas camadas primárias e uma camada de gordura subcutânea, que é responsável por isolar termicamente e acolchoar as protuberâncias ósseas (MEDICINA PRÁTICA, 2017). Em excesso, o tecido adiposo subcutâneo aumenta a separação entre a fonte elétrica (fibras musculares) e os eletrodos, resultando em uma maior “filtragem” do sinal EMG e, portanto, uma diminuição da amplitude do sinal. Da mesma maneira, há uma relação direta entre o aumento de *crosstalk* com o aumento da espessura de gordura subcutânea. Ao colocar os eletrodos sobre uma região com grandes quantidades de tecido adiposo subcutâneo, reduz-se relativamente às diferenças de pulsos elétricos captados por

músculos diferentes (KUKIEN, 2017). Visto isso, uma região muscular com uma camada fina de gordura subcutânea melhora significativamente a captação e a clareza do sinal.

3.4.3 Sinal

O tecido muscular conduz potenciais elétricos, chamados potenciais de ação muscular (PAM), que transmitem rapidamente informações entre e dentro dos tecidos. No neurônio, um potencial de ação produz o impulso nervoso e na célula muscular produz a contração necessária para o movimento (ENCYCLOPEDIA BRITANNICA, 2017). Portanto, potencial de ação é a passagem de um impulso ao longo da membrana de uma célula muscular ou célula nervosa. O sEMG é um método de registrar as informações presentes nos PAM, porém alguns fatores podem influenciar a fidelidade do sinal, tais como a relação do sinal-ruído e a distorção do sinal desejado. Por ter os eletrodos dispostos diretamente sobre a pele, o sinal é composto por todos os potenciais de ação da fibra muscular presentes nos músculos subjacentes a pele. A combinação dos PAM, de todas as fibras musculares de uma única UM, é o potencial de ação da unidade motora (PAUM) (RAEZ et al., 2006).

Sinais EMG adquirem ruído enquanto viajam através dos diferentes tecidos do corpo humano, por causa disto é crucial entender as características e fatores desses ruídos elétricos, Raez et al. (2006) os categoriza da seguinte maneira:

- a) Ruído inerente por equipamentos eletrônicos: todos os equipamentos eletrônicos geram ruído, portanto não pode ser eliminado, apenas reduzido;
- b) Ruído ambiente: a causa desse tipo de ruído é a radiação eletromagnética. As superfícies do corpo humano são constantemente inundadas por radiação eletromagnética e é praticamente impossível evitar a exposição estando na superfície da terra;
- c) Movimento: a informação pode ser distorcida causando irregularidades nos dados recolhidos pelos sensores. Há duas grandes fontes que causam este tipo de ruído: a interface eletrodo-pele e os fios conectores. Esse tipo de ruído pode ser minimizado através do preparo adequado da pele antes de fixar o sensor e da disposição dos fios;
- d) Instabilidade do sinal: a amplitude de EMG é de natureza aleatória. O sinal EMG é diretamente afetado pela taxa de disparo das UM.

Os fatores que mais afetam o sinal EMG também são categorizados por Raez et al. (2006), em:

- a) Fatores Causativos Extrínsecos: em relação a fixação do eletrodo na pele. Estes fatores são elencados em: área da superfície de detecção, forma do eletrodo, localização do eletrodo em relação ao PAUM desejado, localização do eletrodo no músculo desejado, orientação do sensor em relação às fibras musculares;
- b) Fatores Causativos Intrínsecos: fatores fisiológicos, anatômicos e bioquímico, composição do tipo de fibra, fluxo sanguíneo, diâmetro da fibra, profundidade e localização das fibras ativas e quantidade de tecido entre a superfície do músculo e o eletrodo;
- c) Fatores Intermediários: fenômenos físicos e psicológicos influenciados por um ou mais fatores causativos. Como, por exemplo, a velocidade de condução do potencial de ação que se propaga ao longo da membrana da fibra muscular ou *crosstalk* de um músculo próximo ao desejado;
- d) Fatores Determinísticos: estes são influenciados pelos fatores intermediários. Referente ao número de UM ativas, interação entre as fibras musculares, amplitude e duração.

3.4.3.1 Características Elétricas

A amplitude do sinal EMG é de natureza aleatória, podendo variar na faixa de 0 a 10 mV. A energia utilizável do sinal é limitada à faixa de frequência de 0 a 500 Hz, sendo a energia predominante na faixa de 50 a 150 Hz. Os sinais que podem ser utilizados são aqueles com energia acima do nível de ruído elétrico (DE LUCA, 2002).

3.4.3.2 Decomposição e Processamento

Visto que os sinais de EMG são sobreposições das atividades de múltiplas UM. Há a necessidade e decompor o sinal EMG para desvendar os mecanismos relativos ao controle muscular e nervoso. Diversas técnicas foram desenvolvidas no que diz respeito à decomposição EMG (RAEZ et al., 2006).

O sinal puro EMG oferece informações valiosas apenas quando quantificada. Para isso, diversos métodos de processamento de sinais são aplicados no EMG puro para alcançar o sinal EMG preciso e real. Existem diversos métodos de processamento tais como: *Wavelet analysis*, *Time-frequency approach*, *Autoregressive model*, *Artificial intelligence*, *Higher-order statistics*, entre outros (RAEZ et al., 2006).

3.5 DESENVOLVIMENTO NO MODELO DE CÓDIGO ABERTO

O modelo Código Aberto tem a capacidade de gerar novos negócios a partir de seu desenvolvimento aberto. Ele promove a liberdade para acessar, modificar ou consultar seu código fonte e redistribuir cópias, com ou sem alterações. Ao comparar com o modelo comercial, no qual as despesas do desenvolvimento do software são exclusivamente do produtor e que para ter um retorno financeiro rápido deste investimento vende licenças de uso. Enquanto no modelo Código Aberto há uma flexibilidade na construção de um novo negócio, pois seu desenvolvimento é aberto e colaborativo. Os custos, então, são distribuídos por todos os participantes envolvidos sem haver a necessidade de retorno financeiro rápido. Além disso, nesse modelo qualquer indivíduo ou empresa pode distribuir ou pode operar o produto, por ter acesso ao código sem a necessidade de pagamentos de licenças ou royalties, conforme for o tipo de licenciamento. Por exemplo, a licença *General Public Licence* impede a privatização do produto e a sua incorporação em algum projeto de código fechado, enquanto a licença Apache permite a privatização e incorporação (TAURION, 2004).

3.5.1 Arduino

Arduino é uma plataforma eletrônica de código aberto, fundada no conceito de hardware e software fáceis de usar (*easy-to-use*). O princípio das placas de Arduino é ler inputs (entradas) e converter para output (saída). Todos os modelos de placas de Arduino são desenvolvidos em código aberto, dando aos usuários independência para criar, adaptar e evoluir. O seu software também é código aberto, tornando possível descrever o que a placa deve fazer através do envio de instruções de comando do software para o microcontrolador na placa (ARDUINO, 2017).

A plataforma Arduino tem o objetivo de facilitar o trabalho com microcontroladores, apresentando detalhes confusos e complexos de programação desses componentes de maneira fácil de utilizar. Comparado a outras plataformas de microcontroladores, o preço do Arduino é relativamente baixo (BENTES, 2011).

3.5.2 Impressão 3D

A impressão 3D torna possível desenvolvedores e designers partirem de uma ideia do computador para um modelo real. Também viabiliza empresas a testar novas ideias e montagens de produtos em pouco tempo e sem grandes custos (MORE, 2013). O método consiste em basicamente um processo automatizado de fabricação de manufatura aditiva, para a produção de objetos sólidos 3D a partir de um modelo digital. Então este modelo é cortado em uma série de seções planas em 2D para ser depositado pela impressora, camada por camada, até a construção final do modelo (BOUGUE, 2013).

O FFF (Fused Filament Fabrication) é uma tecnologia de manufatura aditiva. Seu processo consiste em uma máquina a qual deposita o filamento de determinado material em cima ou ao lado do mesmo material, a fim de criar uma junção por calor ou adesão. O arquivo tridimensional que se deseja manufaturar é "cortado" em camadas no computador, indicando como o material deverá ser depositado. Então, o cabeçote da ferramenta irá desenhar as camadas até o objeto estar totalmente impresso em 3D (POST, 2017).

4 PROJETO INFORMACIONAL

Esta etapa tem como propósito a definição das especificações de projeto de produto. Para isso, são compreendidas e identificadas as necessidades dos usuários com o suporte de metodologias auxiliares de Brown (2009) e Platcheck (2012). Para então converter essas necessidades em requisitos dos usuários, e assim, estes requisitos convertidos em requisitos de projeto. Em seguida, com os requisitos de projeto derivam-se as especificações de projeto.

Primeiramente, foi realizada a identificação e caracterização dos usuários, para então realizar a elicitación das necessidades dos usuários juntamente com a análise de similares. No entanto, para melhor apresentação dos desdobramentos das necessidades dos usuários descritas anteriormente, a análise de similares está presente no início da etapa.

4.1 IDENTIFICAÇÃO E CARACTERIZAÇÃO DOS USUÁRIOS

De acordo com a proposta apresentada e conforme a referência bibliográfica do trabalho, serão considerados como público-alvo uma faixa etária adulta, iniciando a partir de 18 anos. Além do mais, devido a proposta do produto se basear na filosofia código aberto, o produto tem o potencial de atingir um maior número de pessoas.

Para fins de projeto e ter o desenvolvimento focado dentro de uma faixa etária, a pesquisa realizada na etapa anterior é retomada. Começando pela Cartilha do Censo de 2010, vista na contextualização. Na Tabela 01, com os dados retirados do Censo, é visto a maior concentração na população idosa, para ambos os sexos. Porém, deve-se perceber que deficiência física abrange muito além de amputações, devido a este fato e a insuficiência de dados no Brasil, estatísticas dos EUA também foram levantadas.

Tabela 01 – Dados do Censo sobre a prevalência da deficiência entre sexo e idade

	Pelo menos uma delas (%)	Visual (%)	Auditiva (%)	Deficiência Física (%)	Mental (%)	Nenhuma delas (%)
Total	23,9	18,8	5,1	7	1,4	76,1
Homens	21,2	16	5,3	5,3	1,5	78,8
0 a 14	7,3	4,8	1,4	1	1	92,7
15 a 64	22,2	17,1	4,5	4,5	1,6	77,8

	Pelo menos uma delas (%)	Visual (%)	Auditiva (%)	Deficiência Física (%)	Mental (%)	Nenhuma delas (%)
65 ou mais	64,5	47,3	28,2	30,9	2,8	35,4
Mulheres	26,5	21,4	4,9	8,5	1,2	73,5
0 a 14	7,8	5,9	1,3	1	0,7	92,2
15 a 64	27,6	23,1	4	6,8	1,2	72,4
65 ou mais	70,1	51,7	23,6	44	3	29,9

Fonte: Dados retirados da Cartilha do Censo 2010, elaborado pelo Autor.

Nos EUA, foi visto que 41.000 indivíduos possuem alguma amputação no membro superior. A faixa etária entre 21 a 64 anos representa 60% do total e apenas 10% estão abaixo de 21 anos (ISHN, 2014). A referência bibliográfica também mostrou que a prioridade para próteses no SUS é para menores de 18 anos, seguido de pessoas que necessitam da prótese para trabalhar (SAUTIL, 2017). Então, a partir dessas análises foi concluída a identificação e caracterização dos usuários, como público feminino e masculino a partir dos 18 anos.

4.2 ELICITAÇÃO DAS NECESSIDADES DOS USUÁRIOS

Após a identificação e caracterização do público-alvo, Back et al. (2008) descreve a coleta e identificação das necessidades dos usuários como etapa prioritária para se dar continuidade ao desenvolvimento do projeto. Neste tópico, foram agregados métodos de projeto auxiliares, sendo embasadas no problema apresentado para que possam contribuir de maneira eficiente e eficaz ao desenvolvimento do projeto.

4.2.1 Pesquisa em Material Publicado

Método descrito por Back et al. (2008), para o levantamento das necessidades dos usuários, por fornecer dados e diretrizes relevantes. Para isso, foi utilizada a internet como meio de pesquisa, focando em fabricantes de próteses, grupos de discussões online e notícias.

A pesquisa em material publicado iniciou com o levantamento de empresas que oferecem próteses no modelo de código aberto (a), para coletar necessidades dentro da proposta do trabalho. Em seguida, foram realizadas pesquisas em homepages de

fabricantes internacionais de próteses (b), para entender melhor quais são os tipos de produtos oferecidos e todas as suas características técnicas. Por último, foi buscado conhecer melhor as dificuldades do público-alvo através de relatos em homepages, em grupos de discussão online, em vídeos e em notícias (c).

a) Open bionics, Enabling the Future, Open Hand Project, Exiii.

Considerações:

- Semblante humano;
- Materiais de fácil acesso;
- Baixo custo;
- Leveza;
- Personalização;
- Resistência a impactos;
- Encaixe adaptável no corpo;
- Capacidade de agarrar um objeto;
- Intuitivo;
- Fácil manutenção;
- Funcionais.

b) Ottobock, Touch Bionics

Considerações:

- Movimento natural;
- Confortável;
- Mobilidade de múltiplos dedos;
- Aderência ao agarrar;
- Movimentos complexos;
- Acessórios.

c) Open Bionics, Enabling the Future.

Relatos:

- “Minha dor foi minimizada pela leveza que a prótese tem”
- “Prótese era muito pesada e não parecia tão bonita, gostaria que tivesse a aparência de uma prótese de princesa”

- "Eu daria qualquer coisa para vê-la pegar algo com as duas mãos"
- "Está usando seu novo braço para ir à escola e seus amigos acham incrível"
- "Ao invés de ter pessoas olhando para você e sentindo pena de ter perdido sua mão. É como, oh meu deus, essa é uma mão legal"
- "Eu realmente amo a moda e me visto para ilustrar minha personalidade, por isso poder usar uma prótese criativa que demonstre quem eu sou, é incrível"
- "Quando eu era pequeno, iria adorar ter uma prótese impressa em 3D dos Power Rangers. Eu acho que me faria sentir melhor sobre a minha diferença"
- "Há próteses no mercado que são mais caras que meu carro. Quem pode comprar uma coisa dessas?"

4.2.2 Imersão

De acordo com Vianna (2012), a imersão pode ser dividida em duas etapas: Preliminar e em Profundidade. O objetivo da imersão preliminar é o entendimento e contato inicial do problema, além da identificação dos perfis de usuários. Enquanto o objetivo da imersão em profundidade é identificar as necessidades dos usuários para servir de guia na etapa seguinte de projeto. No decorrer do trabalho e devido a temática específica no âmbito de próteses, a fundamentação teórica tomou lugar da imersão preliminar.

A etapa de Imersão em Profundidade, então, inicia-se com a elaboração de um plano de pesquisa, essa abordagem se utiliza de diversas técnicas. Pensando na proposta deste trabalho foram realizadas entrevistas com um médico que prescreve próteses e com uma terapeuta ocupacional que trabalha em parceria no acompanhamento dos usuários. Juntamente, foi realizada uma visita à fábrica de próteses e órteses da AACD, em Porto Alegre. O contato com o usuário se deu através de "cadernos de sensibilização", que é um método indireto de obtenção de requisitos de usuários.

4.2.2.1 Entrevistas Estruturadas com Profissionais da Saúde

Esse método procura obter informações que envolvem o assunto pesquisado e os conhecimentos técnicos dos entrevistados. O propósito de utilizar esta técnica é expandir o entendimento sobre comportamentos sociais, descobrir as exceções à regra, mapear padrões, conhecer casos extremos, identificar necessidades latentes do usuário (VIANNA, 2012). Segundo Back et al. (2008), entrevistas estruturadas são recomendadas para obter informações relevantes para as necessidades do usuário.

As entrevistas foram ministradas com dois profissionais da saúde que trabalham em conjunto atendendo diversos tipos de deficiências físicas. Devido a isto, foi estruturado um roteiro de perguntas (Apêndice A), cuja a finalidade era guiar a conversa dentro do tema do trabalho. Porém, sempre deixando aberto a possibilidade do entrevistado de contribuir além do previsto no roteiro. As entrevistas foram gravadas e tiveram aproximadamente vinte minutos cada.

4.2.2.1.1 Entrevista Estruturada com Médico que Atende Pessoas com Deficiência

A entrevista foi realizada no consultório onde o médico trabalha atendendo pessoas com deficiência física, envolvendo a reabilitação física dos pacientes. O roteiro de perguntas guiou a entrevista para a temática de próteses e amputados do membro superior. O profissional trabalha nesta área há quatro anos sendo responsável pela avaliação inicial do paciente e prescrição da prótese adequada ao seu caso. O local onde o médico atende trabalha apenas com próteses funcionais e estéticas fornecidas pelo SUS, atendendo um público que possui maiores dificuldades em relação a questões financeiras e ao acesso a tratamentos médicos.

O paciente passa por uma triagem inicial para entender a história do paciente e da doença, entendendo a causa da amputação e suas particularidades, as condições do coto, as condições ósseas, capacidade residual do membro e mobilidade. Para entrar em uma avaliação global, que é definido as áreas de atendimento identificando as necessidades do paciente. O especialista afirma que o profissional que mais atende amputados do membro superior são os terapeutas ocupacionais. Após conhecer as limitações e áreas de atendimento, o especialista dá o prognóstico ao paciente, define seus objetivos de reabilitação e trabalha em parceria com o terapeuta ocupacional. Realizando exercícios que recuperem mobilidades do

braço; dessensibilização do coto, caso o paciente possua dor; e a preparação do coto para adaptação da prótese, se esse for seu desejo.

Conforme o especialista, nem todo amputado sente desejo ou necessidade de usar prótese. Em especial amputados de membro superior, pois acabam muitas vezes se adaptando a utilizar o coto de maneira funcional. Dentre outros motivos, aponta que as próteses disponíveis atualmente exigem muito treinamento e são de alto custo. Devido a isso, afirma que a taxa de abandono de próteses para membro superior é muito elevada.

Dando continuidade ao assunto foi questionado se a estética da prótese também pode ser um fator de abandono e qual é o tipo de prótese, entre as próteses oferecidas, preferível aos pacientes. O paciente frequentemente acaba optando pela prótese estética em detrimento a prótese funcional, pois o paciente valoriza a prótese que simule o membro o mais próximo do real, mesmo sem função maior. A prótese funcional vai à direção oposta a isso: com gancho e mão (intercambiável) para agarrar, com a fixação tomando grande parte do braço e do peito e com cabos para gerar movimento, tudo isso acaba passando uma aparência não-humana. Em relação a prótese mioelétrica, o local de atendimento possui a capacidade de oferecer ao paciente, no entanto, o SUS não cobre este tipo de prótese por seu elevado custo. O especialista aponta que se for uma prótese transumeral (amputação acima do cotovelo), seu preço provavelmente está acima de cem mil reais.

Concluindo a entrevista foi questionado fatores prejudiciais em relação ao tempo de espera da prótese. Desvendando que a precocidade é um dos fatores fundamentais para o sucesso dos benefícios trazidos pela prótese, principalmente se for amputado de membro superior. Quanto mais rapidamente, após a ocorrência da amputação, o paciente receber a prótese, maior é a taxa de sucesso. Contudo, para isso ser possível, deve ser realizada com todas as condições adequadas e ideias de protetização. O especialista destaca a importância de o coto estar preparado para a prótese, com a cicatrização adequada, boa cobertura cutânea e clinicamente estável. Além disso, comenta sobre a disposição do paciente em encarar a reabilitação para ser treinado a movimentar a prótese. Também, acerca de alguns casos o paciente vive em uma região distante do local de reabilitação, por esta razão acaba desistindo ou fica sem condições de ir semanalmente ao local.

4.2.2.1.2 Entrevista Estruturada com Terapeuta Ocupacional

A entrevista ocorreu em uma das salas de atendimento da clínica de reabilitação em que a Terapeuta Ocupacional (TO) trabalha em parceria com o Médico entrevistado. A mesma dinâmica de entrevista foi realizada, porém ao decorrer dela algumas perguntas foram adicionadas, visto que a TO tem um convívio muito maior com pacientes, trazendo outra perspectiva para a entrevista. Sua função vai além de atender apenas amputados, no entanto para fins deste trabalho o foco foi no atendimento de amputados de membro superior.

A TO trabalha com a reabilitação de amputados há 12 anos, no seu local de atendimento o fluxo de pacientes de membro superior é baixo. Quando ocorrem estes casos, normalmente é transradial seguido de transumeral e desarticulação total. As amputações geralmente são decorrentes de acidentes, em adultos e adolescentes. Ela também atende pacientes com deformações congênitas. O atendimento tem duração de quarenta minutos e ocorre semanalmente.

Seu papel abrange a etapa pré-protética e protética. Na etapa pré-protética, ocorre a dessensibilização do coto e o tratamento da cicatriz decorrente da amputação, que é de suma importância para o membro receber a prótese. Este período tem duração de três a quatro meses. Após o término desta etapa o paciente aguarda o recebimento da prótese pela oficina, para então voltar ao atendimento da TO e dar início a etapa protética. Essa etapa envolve todo treinamento na operação da prótese e adaptações tanto nas próteses quanto nos objetos manuseados pelo paciente. A TO aponta as necessidades dos pacientes supridas pelas adaptações e treinos em: utilizar o fio dental, amarrar os tênis, lavar louça e realizar ajustes finos. Também conta de uma necessidade que ainda não pode ser suprida, que é a capacidade de prender o próprio cabelo ou mesmo o cabelo de sua filha. Outro caso, conta que ao modificar um talher para que a pega da prótese fique firme, acaba acarretando em uma forma nova robusta e chamativa, podendo causar aflição caso o paciente queira ir a algum restaurante e necessite levar o talher modificado para comer.

Ao questionar a aceitação da prótese e a taxa de abandono, a TO ressalta que em alguns casos o paciente já está habituado com a falta do membro e pode não estar aberto a utilizar uma prótese. Portanto, essa aceitação inicial é difícil de romper, por isso o esforço desse profissional se estende a até motivar o paciente a usufruir dos

benefícios das próteses. A mão dominante é mais comum de ser amputada, porque a maioria dos casos atendidos é de amputação traumática, podendo ser decorrente da operação de máquinas ou devido a circunstância de se utilizar a mão predominante com maior frequência.

A maioria dos pacientes tende a preferir a mão estética, por já serem independentes e acostumados a realizar tarefas com o coto, como uma paciente de amputação transradial que inventou uma maneira de fazer tricô. Já a prótese funcional é melhor para realizar tarefas mais finas, por exemplo, com o gancho é possível pegar o celular e digitar com outra mão. Porém, a TO refere que a escolha a favor de próteses estéticas é influenciada pelo fato das próteses funcionais possuírem aparência não humana. Além de alguns casos em que os cabos, que promovem o movimento destas próteses, possam causar ferimentos resultantes da utilização, havendo a necessidade de fazer adaptações nas próteses para garantir o conforto. Frente a sociedade pode-se dizer que existe um estigma em relação a estas próteses, particularmente as com ganchos. Além do mais, as próteses funcionais exigem um esforço muscular muito grande, sendo esse outro fator pelo qual é preferível a prótese estética. A TO narra um caso em que a paciente conseguia utilizar a prótese transradial estética para dirigir sua moto. O seu contato com próteses mioelétricas é pouco. O elevado custo destas próteses explica o baixo índice de usuários.

Os pacientes que chegam à reabilitação logo após sofrerem a amputação, geralmente, demonstram uma grande expectativa de que a prótese irá substituir sua mão. Pode-se dizer que estes casos reforçam a escolha do paciente ao escolher a mão estética, transmitindo esse aspecto corporal e dando a sensação de completude. Ao final da entrevista, foi questionado o que poderia melhorar nas próteses nas quais a TO trabalha atualmente. Por fim, ela comenta seu contato com a prótese mioelétrica e como essa tecnologia tem o potencial de reduzir os esforços da prótese funcional mantendo a aparência de uma prótese estética. Ela também relata da facilidade que o paciente teve em utilizar a prótese e como ele a agarrou um estojo em cima de uma mesa, com facilidade.

4.2.2.2 Visita a Fábrica de Próteses

A visita foi realizada na oficina de órteses e próteses da Associação de Assistência à Criança Deficiente (AACD). A criação da instituição foi inspirada em

centros de reabilitação do exterior e é considerada referência no tratamento de pessoas com deficiência física. Dentro dela são promovidos programas de aprendizado, reabilitação física, incentivo e inserção aos esportes paraolímpicos. Há treze centros de reabilitação e seis oficinas em todo o país (AACD, 2017).

O objetivo da visita à oficina de órteses e próteses AACD Rio Grande do Sul, foi ter um contato inicial com o processo de produção de próteses para o membro superior, conhecer o desenvolvimento e os materiais empregados. A visita foi guiada pelo coordenador da oficina. Ao término, foi realizada uma entrevista não estruturada com ele, devido a impossibilidade de realizar registros fotográficos e gravações de áudio. A entrevista serviu como base para entender melhor as dificuldades que os fabricantes observam na interface produto-usuário.

O processo de confecção de próteses para membro superior é, em grande parte, artesanal. O primeiro contato que o paciente tem é no centro de atendimento, toda a informação referente a situação atual do paciente é repassada aos profissionais que trabalham na oficina, em forma de ficha. A partir disso, a confecção do molde negativo do coto do paciente é confeccionada, para então criar o molde positivo no qual será utilizada como base para construção do soquete e da prótese. Durante a visita, havia uma prótese transradial que, quando o paciente testou ele apontou partes do soquete que causavam desconforto, então a prótese voltou a oficina e uma tira de EVA (Espuma Vinílica Acetinada) foi estrategicamente acoplada na região que causava desconforto. A prótese em questão era funcional e o material de seu corpo era de polipropileno. Ao decorrer da visita, o coordenador apresentou próteses importadas da Ottobock. A prótese funcional desenvolvida na oficina possui o cabeçote intercálvel, podendo acoplar um gancho ou uma mão estética. As próteses da Ottobock, eram mãos estéticas funcionais para serem acopladas nas próteses. Porém, foi apontado que seu movimento de agarra era ineficiente comparada ao movimento de agarra de um gancho, e seu preço era superior.

4.2.2.3 Entrevista com Coordenador da Fábrica de Próteses

A entrevista se deu ao decorrer de toda a visita, porém ao término foi possível usufruir dos benefícios deste método, através da conversa espontânea com o coordenador da oficina. Foi feita uma comparação de próteses feitas através de impressão 3D com as próteses presentes na oficina. A respeito da aparência final da

prótese obtida pelo método de impressão 3D, o coordenador apontou que talvez houvessem barreiras na aceitação de um produto assim para adultos. Já para crianças poderia haver maior aceitação pensando na prótese como um brinquedo. Indicando que o método de impressão 3D é mais disseminado nas sociedades do exterior, ocasionando uma maior aceitação. Vale destacar esse ponto pela dificuldade de coletar informações sobre este tema no Brasil na etapa de Pesquisa em Material Publicado. Por isso, o coordenador da oficina mencionou em criar algum atrativo para próteses e focar no seu potencial de reduzir custos.

Dando continuidade a entrevista, sobre questão do desejo em relação a próteses funcionais e estéticas, as próteses funcionais exigem muito do usuário em questão de movimentação e esforço, além da questão do gancho e sua aparência não humana. Estes fatores fazem com que a taxa de abandono desta prótese seja maior que a estética. Segundo o coordenador, a estética costuma ser preferível porque o paciente quer a sensação visual de ter ambos os braços.

Para finalizar, o profissional comentou sobre a baixa divulgação de próteses para membro superior e como isso afeta sua aceitação dentro da sociedade e até mesmo com os pacientes. As paraolimpíadas, foram dadas como exemplo visto que as modalidades com maior visibilidade, são principalmente, relacionadas a próteses de membro inferior. Enquanto, de membro superior a visibilidade e publicidade, durante estes eventos, é muito baixa. Exemplificando, talvez, a influência da mídia em relação a algum tipo de prótese tenha impacto na sua aceitação na sociedade. Portanto, levando em consideração todos os pontos discutidos durante a visita e entrevista, deve-se pensar no ambiente e no contexto do país para entender melhor as necessidades que os usuários possuem.

4.2.2.4 Cadernos de Sensibilização

Deve-se levar em consideração que o contato com um paciente pode gerar um certo nível de expectativa, por estar sondando suas necessidades para propor um produto novo. Segundo a entrevista realizada com a TO, todo o contato com o paciente deve ser cauteloso, por causa disso, neste trabalho o contato será realizado através de cadernos de sensibilização. Vianna (2012) afirma que essa técnica é uma forma de obter dados do usuário com o mínimo de interferência sobre suas ações e opiniões.

Essa técnica é utilizada geralmente quando o acesso ao usuário é muito difícil, por não precisar ser presencial, ou quando o tema é delicado.

Foram elaborados dois cadernos, o primeiro tem o objetivo de mapear a visão do usuário com o produto, enquanto o segundo retrata de maneira subjetiva as necessidades do usuário. Ambos cadernos estão presentes no Apêndice B, com suas perguntas formuladas e imagens.

- a) Frequência que ocorre a utilização da prótese e como ela é armazenada: O usuário possui uma prótese estética, porém já usou uma prótese funcional algumas vezes. A frequência com que utiliza a sua prótese depende se está saindo muito de casa ou não. Em casa, o usuário se sente confortável em realizar tarefas com o coto. Porém, para algumas tarefas, como lavar louça ou manusear talheres, são realizadas certas adaptações na prótese e no produto utilizado. Para dirigir sua moto, consegue segurar o guidão com facilidade e realizar a aceleração e frenagem com a outra mão, fora isso, quando sai de casa não utiliza muito a prótese de maneira funcional. Ao guardar sua prótese, costuma deixar em um lugar de fácil acesso, na maioria das vezes junto a suas roupas.
- b) Como seria o processo de adaptação em relação as três próteses escolhidas na análise de similares. Prótese (a) ADA Hand, Prótese (b) Bebionic e Prótese (c) HACKBerry: Foram apagadas qualquer marca aparente nas próteses e suas imagens convertidas em preto e branco. No intuito de não haver interferência em relação ao conhecimento da marca ou em relação a características estéticas. O usuário apontou que todas seriam interessantes de se utilizar, no entanto, como nunca teve contato com uma prótese de eletromiografia suas respostas foram sucintas ao que imagina ser operar uma prótese dessas. Indica que a letra (a) parece ser feita sob medida, por ser fina e com a forma de um antebraço. Porém, a letra (a) aparenta ser difícil de manusear por ter fios expostos. A letra (b) e a letra (c) passam uma imagem de serem fáceis de usar. O usuário indica que a letra (c) aparenta ser a mais confortável, por parecer que a prótese é “vestida” no corpo.
- c) Escolha do usuário em relação a estética de seis próteses: Letra (a) The Rit arm, Enabling the Future; Letra (b) ADA Hand, OpenBionics; Letra (c) HACKberry, Exiii; Letra (d) Michelangelo, Ottobock; Letra (e) Augmented

Future, OpenBionics; e Letra (f) Bebionic, Ottobock. Com base na análise de similares foram definidas a (b), (c) e (f), com a adição de mais três próteses que se destacam esteticamente dessas. O usuário aponta que todas parecem interessantes, no entanto, a letra (a) por fugir da aparência humana e a letra (c) por ter a mão com um aspecto “borrachudo”. Enquanto as letras (c) e (e) são atraentes por terem uma temática robótica envolvida. Porém, as letras (b) e (f) foram escolhidas por terem a aparência mais humana.

- d) Sensação ao utilizar a prótese: Neste exercício foram apresentados dois painéis de imagens. O painel (a), tem como objetivo representar a sensação de conforto, arejado e leveza. Já o painel (b), tem como objetivo representar a sensação de dureza, enclausurado e pesado. Dependendo de qual ação está realizando, o usuário afirma que ambos os painéis podem representar o uso de sua prótese. Porém, relata que o painel (b) remete bastante de sua experiência com uma prótese funcional.

4.2.3 Conclusão da Etapa de Elicitação

Ao concluir a Pesquisa em Material Publicado nota-se a clara diferença de necessidades atendidas comparando próteses de código aberto com próteses disponíveis no mercado. O maior benefício percebido é o custo e o alcance que os modelos de código aberto oferecem. Por isso as observações apontam para benefícios relacionados a capacidade de seu processo de produção (impressão 3D), diferentemente das disponíveis no mercado. Estas apresentam benefícios voltados a melhor funcionalidade das próteses, o que de certo modo justifica pagar seu valor elevado. Os relatos vistos em grupos de discussões e em notícias norteiam o início das necessidades dos usuários, com foco em próteses no modelo de código aberto.

Com o método de Imersão torna-se evidente a complexidade do processo de reabilitação do amputado de membro superior e a quantidade de profissionais envolvidos na tentativa de melhorar a sua qualidade de vida. Também foi possível compreender o ponto de vista médico, que agregou de maneira mais técnica a temática e as necessidades dos usuários. Este caráter técnico pode ser explicado pelo acompanhamento mensal que o médico tem com o paciente. Sua entrevista foi crucial para o desenvolvimento do trabalho, por fazer o contato com a TO e o contato inicial com pacientes. Com a entrevista da TO, foi possível ter um contato mais íntimo com

as necessidades dos usuários, além de contar com seus relatos, seus desejos e suas inseguranças em relação a sociedade. A visita à fábrica de próteses e a entrevista com o coordenador, trouxeram a oportunidade de ter contato com algumas próteses prescritas pelos profissionais da saúde. Esse contato possibilitou entender melhor sobre o que foi dito a respeito dos benefícios e malefícios das próteses funcionais e estéticas nas entrevistas anteriores. O coordenador também apresentou exemplos de outras próteses construídas no exterior, contribuindo para a análise de similares, e se dispôs a fazer o contato com uma fabricante de próteses mioelétricas. A técnica de cadernos de sensibilização, possibilitou coletar dados de maneira indireta com o paciente, trazendo o ponto de vista do usuário em relação a sua prótese e as próteses disponíveis no mercado. O uso dessa técnica garantiu o cuidado, indicado pela TO, ao realizar o contato com o paciente.

O Quadro 01 apresenta as principais necessidades dos usuários, recolhidas com base nas informações desta etapa. As observações foram elaboradas a partir dos dados selecionados desta etapa, que incluem a voz de especialistas e usuários.

Quadro 01: Principais Necessidades dos Usuários

Observação	Necessidade
Dor do usuário foi minimizada pelo peso que a prótese tinha.	Utilizar o produto com baixa demanda física.
A capacidade de utilizar a prótese como uma peça de vestuário, para representar melhor os sentimentos do usuário.	Poder utilizar a prótese como extensão da personalidade.
Preço muito elevado de próteses disponíveis no mercado.	Ter o preço acessível para alcançar um maior número de pessoas.
As próteses requerem muito treinamento por parte do usuário, podendo ser um fator de abandono.	Ser de fácil aprendizado, para reduzir a taxa de abandono.
A tendência em escolher a prótese estética que simule o membro humano, ao invés de uma prótese funcional que é esteticamente diferente de um membro.	Possuir a aparência da outra mão para dar o sentimento de completude.
Precocidade ao receber a prótese é um dos fatores de aceitação da prótese.	Ser de fácil fabricação, a fim de reduzir os fatores prejudiciais causados pela espera.
O usuário necessita realizar tarefas diárias como amarrar os tênis, escovar os dentes, etc.	Ter a capacidade de realizar tarefas diárias.
O usuário necessita da musculatura adequada para realizar a ação na prótese.	Poder realizar ação no produto com facilidade.
Geralmente o membro afetado é o dominante.	Ser capaz de suprir funções básicas, a fim de minimizar a transição de adaptação.

Observação	Necessidade
O soquete deve ter a forma semelhante ao membro.	Proporcionar conforto durante a operação.
Deve ficar firme no paciente para não cair durante o uso.	Proporcionar firmeza durante a operação.
A prótese é algo pessoal. Por isso mesmo finalizada o usuário vai diversas vezes à oficina para realizar adaptações.	Permitir ajustes com facilidade, para reduzir o tempo de espera pelo produto e facilitar o uso.

Fonte: elaborado pelo autor.

4.2.4 Conversão das necessidades em requisitos de usuários

Com base nas ferramentas utilizadas no item anterior, as necessidades dos usuários foram convertidas em requisitos de usuário. Para Back et al. (2008), a linguagem dos requisitos deve ser mais compacta e apropriada para melhor entendimento da equipe de projeto. Esta etapa serve de alicerce para tomadas de decisões em estágios futuros. O Quadro 02 apresenta a conversão das necessidades em requisitos e atributos.

Quadro 02 - Conversão das necessidades em requisitos e atributos

Necessidade	Requisitos de usuário	Atributo
Utilizar o produto com baixa demanda física	Ser leve	Leveza
Poder utilizar a prótese como extensão da personalidade	Personalizar o produto	Personalizável
Ter o preço acessível para alcançar um maior número de pessoas	Ter baixo custo	Vendabilidade
Ser de fácil aprendizado, para reduzir a taxa de abandono	Ser de aprendizado intuitivo e facilitado	Usabilidade
Possuir a aparência da outra mão para dar o sentimento de completude	Ter aparência de uma mão humana	Esteticidade
Ser de fácil fabricação, a fim de reduzir os fatores prejudiciais causados pela espera	Ser de fácil fabricação	Fabricabilidade
Ter a capacidade de realizar tarefas diárias	Ser adequado ao uso diário	Versatilidade
Poder realizar ação no produto com facilidade	Ser de fácil utilização	Manuseio
Ser capaz de suprir funções básicas, a fim de minimizar a transição de adaptação	Ser funcional	Funcionalidade
Proporcionar conforto durante a operação	Ser confortável	Ergonomia
Proporcionar firmeza durante a operação	Ter boa fixação	Fixação
Permitir ajustes com facilidade, para reduzir o tempo de espera pelo produto e facilitar o uso	Possibilitar manutenção	Montabilidade

Fonte: elaborado pelo autor.

4.2.5 Valorização dos requisitos de usuário

Conforme Back et al. (2008) todos os usuários expressam seus interesses como sendo os mais importantes. Por isso, o objetivo desse tópico é a determinação da importância e das metas dos requisitos de usuário.

Portanto para fins de valorização dos requisitos deste trabalho foi utilizado o Diagrama de Mudge. Schuster et al. (2014) relata que essa é uma ferramenta que permite a comparação dos requisitos entre si, avaliando o seu grau de importância e relevância. A avaliação é numérica, dada por meio da comparação das possíveis combinações de pares de funções, determinando entre as duas, qual possui maior importância. Os graus de avaliação utilizados no método foram definidos como:

- a) Grau 1: o atributo X é levemente mais importante que o atributo Y;
- b) Grau 3: o atributo X é mais importante que o atributo Y;
- c) Grau 5: o atributo X é muito mais importante que o atributo Y.

A esquematização do Diagrama pode ser visualizada no Apêndice C. Diante dos resultados obtidos é possível hierarquizar os atributos, apresentados no Quadro 03. Esse método serve para nortear o desenvolvimento durante as próximas etapas, priorizando aqueles que alcançaram maiores pontuações.

Quadro 03 – Valores de porcentagem

Ordenação	Atributo	Porcentagem
1	Esteticidade	16,92
2	Vendabilidade	14,61
3	Ergonomicidade	10,77
4	Fabricabilidade	10,77
5	Personalizável	9,23
6	Manuseio	9,23
7	Fixação	7,69
8	Usabilidade	6,15
9	Funcionalidade	4,61
10	Versatilidade	4,61
11	Leveza	3,08
12	Montabilidade	3,00

Fonte: Elaborada pelo autor.

4.2.6 Conversão dos requisitos de usuário em requisitos de projeto

Esta etapa é quando se estabelecem as características de engenharia do produto, com base na sistematização dos requisitos de usuário. Para realizar essa conversão foi considerada a questão: “O que significa e que princípios ou métodos podem ser empregados para esse fim?”. A conversão do requisito de usuário pode fornecer um ou mais requisitos de projeto (BACK et al., 2008). O Quadro 04 apresenta a conversão.

Quadro 04 - Requisitos

Requisitos de usuário	Requisitos de Projeto
Ser leve	Possibilitar o uso contínuo pelo usuário, sem causar dores
Personalizar o produto	Possibilitar a personalização das formas
	Possibilitar a atribuição de acessórios
Ter baixo custo	Ter o custo de produção acessível
	Oferecer processo de produção acessível
Ser de aprendizado intuitivo e facilitado	Ser de fácil aprendizado o manuseio
	Encorajar o uso
	Ter utilização intuitiva
Ter aparência de uma mão humana	Ter forma adequada ao gosto dos usuários
	Possuir o semblante de uma mão humana
Ser de fácil fabricação	Ser de fácil montagem
	Ser de fácil fabricação
	Oferecer peças externas fáceis de comprar
Ser adequado ao uso diário	Oferecer variabilidade de movimentos
Ser de fácil utilização	Proporcionar esforço físico suportável
Ser funcional	Oferecer controle nos movimentos
	Oferecer firmeza nos movimentos
	Oferecer precisão nos movimentos
Ser confortável	Acomodar todos os componentes de maneira fixa
	Ter dimensões compatíveis em relação ao corpo do usuário
	Ser confortável durante a utilização
Ter boa fixação	Ter sistema de fixação ajustável do produto ao corpo
	Garantir segurança ao realizar movimentos
Possibilitar manutenção	Ser de fácil manutenção

Fonte: Elaborado pelo autor.

4.3 ANÁLISE DE SIMILARES

Neste tópico de análise de similares serão utilizadas ferramentas descritas por Platcheck (2012) na avaliação do estado da arte. Sua metodologia de projeto de produtos possui grande ênfase no desenvolvimento voltado aos aspectos do ecodesign. Segundo a autora, esta fase tem como objetivo “preparar o campo de trabalho para poder, posteriormente, entrar na fase propriamente do Design, da projeção, do detalhamento de alternativas”.

A primeira etapa descrita inicia-se com a análise histórica de similares, na qual busca-se a compreensão histórica do desenvolvimento técnico do produto. Suas evoluções, alterações com o tempo e os locais onde ocorreram. Esta etapa foi contemplada durante a fundamentação teórica, no tópico da evolução da substituição funcional da mão. Portanto, será realizado aqui um apanhado do que já foi levantado, no intuito de entender como chegaram à tecnologia que este trabalho se propõe a usar.

Na segunda etapa ocorre a execução do Levantamento de Similares, para Platcheck (2012) essa é a análise que tem como objetivo coletar informações sobre soluções já existentes e disponíveis, que suprem os problemas e necessidades do projeto, para que seja possível superá-las. Esta análise se divide em: Estrutural, Funcional, Ergonômica, Morfológica, Mercado e Técnica.

4.3.1 Análise Histórica de Similares

Serão descritas, nesta etapa, próteses que marcaram sua época devido suas características inovadoras referentes a mecanismos e a materiais. As informações (Quadro 05) foram retiradas dos autores citados no tópico da Evolução da Substituição Funcional da Mão, adicionando fontes de *homepages* como Open Bionics (2017) e All That 3D (2017).

Quadro 05 – Análise histórica

Data	Fato
218 ~ 201 AC	Fato histórico descrito no livro <i>Naturalis Historia</i> de 77 DC, em que um general romano recebe uma prótese de ferro que possibilita sua volta a batalha.
~ 1505	Cerco de Landshut, na Bavária. Mão de ferro de Götz. Foram encontrados desenhos esquemáticos dos mecanismos da prótese, exemplificando seus movimentos de abrir e fechar.
~ 1517	Mão de ferro projetada para um pirata voltar a batalha de Bugia.
1575	O cirurgião militar francês Ambroise Paré projetou a primeira prótese de ferro com sistemas de mola e cabos que simulavam as juntas de uma mão humana.
1600	Primeiro relato, na Itália, de uma prótese para membro superior sem fins bélicos.
1818	Na Alemanha, Peter Bailiff projeta a primeira prótese movida pelo corpo. Utilizando madeira e couro na construção.
~ 1860	Na França, o projeto de Bailiff foi adaptado para uso de soldados feridos. Utilizando o ombro para gerar o movimento de abrir e fechar da mão prostética.
1916	Cirurgião alemão Dr. Ferdinand Sauerbruch descreveu o seu projeto de prótese como controlada pela transmissão dos movimentos musculares do braço. Sua prótese utilizava madeira, ferro e couro.
1919	O livro alemão intitulado “Limb Substitutes and Work Aids” continha projetos conceituais para as primeiras próteses alimentadas externamente, usando fontes de energia pneumática e elétrica.
1948	A prótese movida pelo corpo de Bowden foi projetada. Substituindo as cintas volumosas de couro, de próteses anteriores, por um cabo elegante e resistente. Foi com essa prótese que a utilização do gancho começou a ser disseminada. Atualmente as próteses movidas pelo corpo ainda são construídas com base no projeto de Bowden.
1948	Reinhold Reiter, estudante de física da Universidade de Munique, criou a primeira prótese mioelétrica.
1960	A primeira prótese mioelétrica clinicamente significativa foi projetada pelo cientista russo Alexander Kobrinski. Sua inovação estava na portabilidade dos dispositivos. As baterias e peças eletrônicas eram carregadas no cinto da calça do paciente e conectadas a prótese através de cabos.
1980's	As próteses mioelétricas estavam sendo usadas em centros de reabilitação em todo o mundo.
2008	Primeira aplicação do método de impressão 3D voltada a próteses. O Paciente possuía amputação no membro inferior.
2014	Foi fundada a <i>startup</i> Open Bionics, que desenvolve próteses transradiais utilizando EMG e impressão 3D.

Fonte: elaborado pelo Autor.

Com esse panorama histórico elaborado, se torna evidente o impacto que as guerras trouxeram a estas tecnologias e como os materiais e mecanismos empregados estavam diretamente relacionados com o que havia disponível durante certo período histórico. A aplicação de novas tecnologias nessa área, como impressão

3D, se mostra recente, indicando um novo mercado que pode ser desbravado, podendo trazer inovações que possibilitam mudar o cenário atual de próteses.

4.3.2 Levantamentos de Similares

Para esta etapa optou-se por analisar três próteses: duas próteses transradiais com sensores EMG, disponibilizadas no modelo de código aberto; e uma disponibilizada no mercado. Serão analisados modelos de código aberto da Open Bionics (Reino Unido), Exiii (Japão) e o modelo comercial da Ottobock (Alemanha).

4.3.2.1 ADA Hand, Open Bionics

Open Bionics é uma *startup* localizada no Reino Unido, com a missão de desenvolver próteses transradiais de baixo custo com as mesmas funcionalidades que as disponíveis no mercado (Figura 14).

Figura 14: Análise ADA Hand



Fonte: OPENBIONICS BLOG (2017)

Análise Estrutural: O modelo é construído através de impressão 3D, utilizando dois tipos de materiais: 200g de poliuretano termoplástico (TPU) NinjaFlex e 100g de poliácido láctico (PLA) ou acrilonitrilo-butadieno-estireno (ABS). Cada dedo possui um atuador linear individual e um sistema de cabos de 5mm. Há uma bateria de 12V para fornecer energia aos atuadores linear, placa Arduino e sensores de EMG. A empresa diz ser necessário utilizar cola para a montagem de algumas partes, porém, também são utilizados parafusos.

Análise Funcional: O sensor EMG capta o sinal do músculo, enviando para o microcontrolador, que por sua vez codifica o sinal e realiza a programação dos

comandos. O coto do usuário é acoplado na prótese e, dependendo do nível de amputação transradial, os sensores são dispostos sobre os músculos de interesse. A mão e o antebraço da prótese são construídos separadamente, acoplados na montagem.

Análise Ergonômica: Através da tecnologia de escaneamento 3D, o soquete da prótese é construído em um software CAD. Para fornecer uma melhor “pega”, a empresa indica o uso de silicone nas pontas dos dedos.

Análise Morfológica: Um dos seus maiores diferenciais é a capacidade de personalização da prótese (Figura 15). A *startup* já realizou parcerias com empresas como a Disney para criar o modelo da Ada Hand nas versões de super-heróis. Respeitando os mecanismos internos, criam diversas formas, combinações de cores, pinturas e acessórios. Seu novo projeto consta com desenvolvimento em parceria com uma empresa de videogames, para criar a prótese similar ao do protagonista do jogo.

Figura 15: Análise Morfológica ADA Hand



Fonte: OPENBIONICS BLOG (2017)

Análise de Mercado: A prótese pode ser construída em quarenta e duas horas. Seu custo total de materiais, peças e fabricação varia em torno de três mil dólares. As partes impressas em 3D estão disponibilizadas em sua homepage, junto a uma planilha que apresenta todos os componentes e onde comprá-los na internet. A programação do Arduino também é disponibilizada. Sua patente de código aberto permite o uso e distribuição gratuita. Se houver modificações nos modelos os usuários devem ser notificados.

Análise Técnica: A impressora 3D utilizada na fabricação é da marca Ultimaker 3D. A prótese é construída com Poliacido Láctico (PLA) e Poliuretano Termoplástico (TPU) chamado de NinjaFlex. O PLA é utilizado para construção de

partes rígidas e o TPU Ninjaflex para partes que requerem alguma flexibilidade. Sua massa é de 380 g e suas dimensões gerais de 215 x 178 x 58 mm.

4.3.2.2 HACKberry, Exiii

Exiii é uma *startup* japonesa, seus produtos são relacionados com robótica e tecnologias. HackBerry é a terceira prótese transradial criada por eles (Figura 16), desenvolvida no modelo código aberto, utilizando sensores para controlar os movimentos da mão e impressão 3D para a manufatura de baixo custo. De acordo em sua homepage, suas motivações para criar este produto foi o preço elevado de próteses mioelétricas no mercado e funções limitadas.

Figura 16: Análise HACKberry



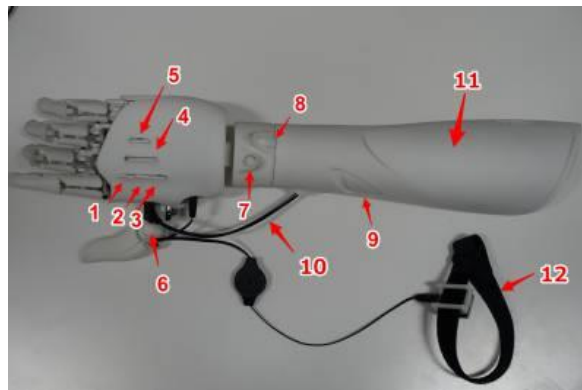
Fonte: EXIII-HACKberry (2017)

Análise Estrutural: o modelo possui as partes externas impressas em 3D, acopladas como casca em volta dos mecanismos internos. Possui duas engrenagens que geram o movimento refinado; um motor conectado a uma das engrenagens, localizado na face contrária da palma da mão; e a bateria é de câmera fotográfica e está localizada no antebraço da prótese. A fiação ocorre por dentro do antebraço ficando visível na articulação e conectando a entrada acima do polegar. O sistema possui uma carcaça para proteger o sensor, sendo fixada no músculo desejado com tiras de elástico. A carcaça é impressa em 3D. A fiação do sensor para a placa Arduino, ocorre da mesma maneira que a conexão da bateria-motor, saindo na articulação e conectando-se próximo ao polegar. Há alguns componentes pequenos como parafusos, que promovem a fixação do motor e da placa com a estrutura interna.

Análise Funcional (Figura 17): O sensor capta o pulso elétrico do músculo enviando um sinal analógico para a placa de Arduino que converte para sinal digital. Com a programação feita no Arduino, esse sinal digital é lido, acionando os comandos

estipulados, que no caso é a potência gerada no servo motor, que controla a alavanca de movimento e engrenagem. Para esse motor ser acionado é necessária uma fonte de energia, para isso existe a conexão com a bateria de câmera fotográfica. De acordo com o fabricante, o ponto negativo do modelo é sua fragilidade. Porém, comparado com outros modelos fabricados por eles, este veio a ser o mais simples, leve e de fácil montagem e manutenção.

Figura 17: Análise Funcional HACKberry



Fonte: EXIII-HACKberry (2017)

Os botões, quando acionados, servem para permitir que o movimento seja realizado durante o uso: 1. Botão de calibração, do pulso do músculo com os movimentos realizados pela mão; 2. Desfazer; 3. Botão de rotação do polegar; 4. Indicador da carga da bateria; 5. Botão de segurar a posição; 6. Botão de flexão do polegar; 7. Botão de flexão radial e ulnar do pulso; 8. Rotação do pulso; 9. Aberta da porta da bateria; 10. Cabo que conecta a bateria ao motor; 11. Porta da Bateria; 12. Sistema de encaixe do sensor.

Análise Ergonômica: o coto está livre do contato direto com a prótese, sua fixação abrange apenas uma parte do antebraço e a prótese é segurada e ajustada através de uma tira de elástico. Há modelos que é aplicado um material para dar conforto, nessa região de contato do material impresso com a pele. Podendo usar uma ou mais tiras para fixar ao antebraço, possibilitando que a prótese se ajuste em diferentes níveis de a amputação transradial distal, média e proximal.

Análise Morfológica: Sua capacidade de customização é limitada à coloração do filamento utilizado na impressão 3D. Com conhecimentos nos softwares usados para sua modelagem tridimensional, é possível alterar a casca da prótese para outras

formas. Podendo, assim, trazer alguma temática e aumentar o potencial de personalização, contanto que a área original da modelagem seja respeitada.

Análise de Mercado: Segundo os fabricantes seu custo de materiais, no Japão, está em torno de duzentos dólares. As partes impressas em 3D estão disponibilizadas em sua homepage, junto a uma planilha que apresenta todos os componentes e onde comprá-los na internet. A programação do Arduino também é disponibilizada. Sua patente de código aberto permite o uso e distribuição gratuita, se houver modificações nos modelos os usuários devem ser notificados.

Análise Técnica: Polímero é utilizado no método de impressão 3D. Dependendo da impressora o material pode vir a ser alterado. O modelo conta com outros componentes já descritos, no entanto vale destacar os principais: Arduino, servo motor, bateria de câmera fotográfica, sensor.

4.3.2.3 Bebionic, Ottobock

A Ottobock é uma empresa alemã fabricante de órteses e próteses. Fundada em 1919, atualmente está presente em mais de 100 países. A empresa é referência nesse mercado, por causa de seu trabalho pioneiro. O modelo Bebionic (Figura 18) foi desenvolvido pela empresa Britânica Steeper e teve seus direitos comprados pela Ottobock em 2017.

Figura 18: Análise Bebionic



Fonte: BEBIONIC (2017)

Análise Estrutural: Cada dedo da prótese possui um motor individual para gerar o movimento. Microprocessadores são dispostos para monitorar a posição de cada dedo, proporcionando um movimento preciso e confiável. A prótese é dividida em mão, pulso e antebraço. São disponibilizadas quatro opções de pulsos para

conectar a mão ao antebraço e cada um oferece movimentos particulares. A prótese é comandada pelos sensores de EMG, localizados no soquete do antebraço. Sensores de controle estão dispostos na mão para prever quando um objeto está escorregando da mão, e assim, automaticamente, segurá-lo com maior firmeza.

Análise Funcional: Por possuir um motor para cada dedo, o movimento de pegar se torna mais preciso e natural. Estes motores são dispostos na mão, de maneira com que haja distribuição de seus pesos. Há quatorze padrões de “pega”, e podem ser programadas conforme o gosto do usuário. Dependendo do modelo do pulso, comprado junto a prótese, o usuário também consegue ter uma gama de movimentos passíveis de configuração. Seu acionamento funciona decorrente da captação do sinal EMG, gerados nos músculos. O modelo também oferece a possibilidade de medir a intensidade do sinal para controlar a intensidade da pegada. O usuário é capaz de levantar um peso equivalente a 45 kg utilizando a prótese. Por conseguir suportar peso, o usuário consegue ir à academia e se exercitar. O modelo também possui duas baterias para suprir os motores e um microcontrolador para converter o sinal EMG em comandos.

Análise Ergonômica: O coto é coberto direto pela prótese. Seu ajuste é realizado extraíndo o molde do coto do paciente para criar um soquete com a mesma forma, promovendo maior conforto e estabilidade. As configurações dos padrões de “pega” possibilitam o usuário a alinhar o uso da prótese com suas necessidades, sem que haja enormes esforços e adaptações. É possível configurar o pulso para determinada posição e fechar a mão podendo mantê-la firme enquanto se faz uma atividade como andar de bicicleta. O posicionamento do polegar é configurado manualmente. O tamanho da mão é comercializado em pequeno, médio e grande.

Análise Morfológica: A personalização das próteses está presente na escolha do modelo da mão e do pulso. Variando apenas nos seus tamanhos e capacidades. Há, também, uma variedade de cores disponibilizadas, porém é baixa.

Análise de Mercado: Seu valor está indisponível para consulta, apenas através de uma clínica autorizada para consultar o preço e efetuar a compra. Porém, foi possível descobrir que suas capacidades e materiais diferem dependendo do valor.

Análise Técnica: A mão protética é comercializada em tamanhos pequeno, médio e grande. O ângulo máximo do polegar, de todas, é de 68 graus e a potência máxima de pegada é de 140,1 N. O peso varia em 557-598 g para o tamanho grande, 500-591 g para o tamanho médio e 390-460 g para o tamanho pequeno.

4.4 PRIORIZAÇÃO DOS REQUISITOS DE PROJETO

Com base na definição dos requisitos de projeto, nesta etapa, se estabelece a classificação entre eles. O propósito é desvendar a prioridade que se deve dar à procura de soluções que atendam a um requisito em detrimento a outros. O primeiro passo para isso é analisar os requisitos de projeto e os requisitos de usuários. Segundo Back et al. (2008), essa tarefa é realizada na parte central da casa da qualidade. Para este trabalho foi utilizado o método QFD (*Quality Function Development*), na qual ocorre a interseção entre linhas e colunas da matriz.

Segundo Schuster (2014), o método requer que se designe valores para dar o relacionamento entre os requisitos. Seu surgimento se deu pela necessidade e dificuldade de definir a qualidade do projeto e, também, definir qual o tempo adequado para realizar controle do processo de desenvolvimento.

O QFD pode ser preenchido de maneira quantitativa ou qualitativa. Para este trabalho, foi adotada uma avaliação quantitativa no desdobramento da matriz. Os valores escolhidos foram baseados em exemplos dados por Back et al. (2008) em: valor 0 caso não exista relação entre os requisitos; 1 caso a relação seja fraca; 3 caso a relação seja moderada; 5 caso os requisitos sejam fortemente relacionados.

Os resultados desse método indicam a importância de cada um dos requisitos de projeto, levando em consideração os pesos dos atributos descobertos anteriormente. O resultado de cada requisito é calculado através da multiplicação, entre o valor atribuído na relação de requisitos e o peso percentual do atributo correspondente. Em seguida, é dada a soma de cada resultado obtido até chegar ao valor total do requisito de projeto. Os resultados são apresentados no tópico seguinte de Conversão dos Requisitos de Projeto em Especificações de Projeto, na coluna “Priorização”. O desenvolvimento da matriz está presente no Apêndice D.

4.5 CONVERSÃO DOS REQUISITOS DE PROJETO EM ESPECIFICAÇÕES DE PROJETO

As especificações de projeto estabelecem fatores verificáveis passíveis de serem atingidos. De acordo com Back et al. (2008), “a especificação deve declarar algo que pode ser aferido por exame, análise, teste ou demonstração. Se uma especificação não é atingível, não há razão para redigi-la”.

Para este trabalho foram escolhidos termos precisos e de maneira positiva, no intuito de evitar redundâncias e descrições muito específicas. Back et al. (2008) aponta que frases longas e conjunções “e” e “ou” devem ser evitadas. Além disso, os modos de verificação foram atribuídos em grande parte a testes com os protótipos, visto que o produto tem intensa relação com o usuário.

Para fins de esclarecimento algumas especificações são explicadas. Sobre “Ter até 400 g de massa total”, de acordo com observações e relatos de usuários obtidos na Pesquisa em Material Publicado, foi percebido a leveza que as próteses ADA Hand e Bebionic apresentam. Devido a isso, o valor de 400 g foi estipulado com base em dados referentes ao manual ADA Hand (2017) e a Análise Técnica Bebionic (2017). Sobre “Disponer de até cinco motores para realizar o movimento firme”, durante a análise de similares foi observado que para haver precisão e variabilidade nos movimentos, deve haver um motor disposto para cada dedo da prótese.

O Quadro 06 apresenta os requisitos de projeto em suas respectivas prioridades, traduzidos para especificações de projeto juntamente com seus modos de verificação.

Quadro 06 – Requisitos de projetos e prioridades

Requisitos de Projeto	Prioridade	Especificações de Projeto	Modo de Verificação
Ter o custo de produção acessível	1º	Apresentar preço final acessível	Através do levantamento de gastos dos modelos físicos
Possibilitar a personalização das formas	2º	Disponer de peças externas passíveis de personalização	Validação através do método de fabricação do protótipo
Garantir segurança ao realizar movimentos	3º	Possuir mecanismos de fixação confiáveis	Através de testes com protótipos
Ter sistema de fixação ajustável do produto ao corpo	4º	Disponer de mecanismo para ajuste de tamanho	Através de testes com protótipos
Encorajar o uso	5º	Possuir atributos diferenciados dos produtos do mercado	Validação realizada em conjunto com o público alvo
Possuir o semblante de uma mão humana	6º	Possuir as características de uma mão humana	Análise visual
Ter dimensões compatíveis em relação ao corpo do usuário	7º	Possuir dimensões ergonômicas	Validação realizada em conjunto com o público alvo
Possibilitar a atribuição de acessórios	8º	Disponer de peças externas passíveis de modificações de outros elementos	Através de testes com protótipos

Requisitos de Projeto	Prioridade	Especificações de Projeto	Modo de Verificação
Ser confortável durante a utilização	9º	Ser confortável ao corpo	Validação realizada em conjunto com o público alvo
Ser de fácil manutenção	10º	Dispor de mecanismos que facilitem a troca de componentes	Através de testes com protótipos
Acomodar todos os componentes de maneira fixa	11º	Possuir estrutura que comporte adequadamente todos os componentes	Através de testes com protótipos
Ter forma adequada ao gosto dos usuários	12º	Dispor de aparência humana	Análise visual
Oferecer controle nos movimentos	13º	Dispor de movimentos programados na placa controladora	Através de testes com protótipo
Proporcionar esforço físico suportável	14º	Ter até 400 g de massa total	Validação através de modelos físicos
Oferecer firmeza nos movimentos	15º	Dispor de até cinco motores para realizar o movimento firme	Através de testes com protótipo
Oferecer precisão nos movimentos	16º	Dispor de até cinco motores para realizar o movimento preciso	Através de testes com protótipo
Ter utilização intuitiva	17º	Dispor de operações intuitivas	Validação realizada em conjunto com o público alvo
Oferecer variabilidade de movimentos	18º	Dispor de até cinco motores para realizar o movimento precisos programados na placa controladora	Através de testes com protótipo
Possibilitar o uso contínuo pelo usuário, sem causar dores	19º	Dispor formas que evitem danos a partes sensíveis do corpo decorrentes do uso prolongado	Validação realizada em conjunto com o público alvo
Oferecer processo de produção acessível	20º	Ser construído pelo método de impressão 3D	Validação através do método de fabricação do protótipo
Ser de fácil fabricação	21º	Dispor de componentes elaborados pensando no método de fabricação	Validação através do método de fabricação do protótipo
Ser de fácil montagem	22º	Dispor de componentes que se encaixam com facilidade	Através de testes com protótipo
Ser de fácil aprendizado o manuseio	23º	Dispor de operações simples para realizar os movimentos	Validação realizada em conjunto com o público alvo
Oferecer peças externas fáceis de comprar	24º	Disponibilizar componentes de fácil obtenção	Validação através de modelos físicos

Fonte: elaborado pelo autor.

5 PROJETO CONCEITUAL

Esta etapa tem como propósito buscar novas soluções a fim de produzir uma prótese que satisfaça da melhor maneira os dados coletados anteriormente.

Inicialmente foi definido conceito do produto com o auxílio de métodos como os painéis visuais de Baxter (2005) e os painéis de referência de produtos similares. A partir disso, se dá início ao processo de geração de alternativas.

5.1 DEFINIÇÃO DO CONCEITO

A definição conceitual se deu através da pesquisa bibliográfica realizada, do levantamento das necessidades dos usuários e por fim das especificações de projeto definidas. Sintetizando tudo que foi visto e concluído, a fim de auxiliar na tomada de decisão de qual seria a melhor maneira para alcançar o conceito do produto.

Pensando nisso, então, foi definido o método de painéis visuais para explorar o tema de maneira ampla e, em seguida, contribuir com a construção do conceito e auxiliar a geração de alternativas. Por fim, painéis de referenciais visuais foram criados, com o objetivo de apoiar o desenvolvimento de alternativas tendo em mente produtos similares, suas formas e materiais.

5.1.1 Painéis Visuais

O método de painéis visuais de Baxter (2005) consiste em: estilo de vida, expressão do produto e tema visual. Estes são construídos para retratar da melhor maneira os sentimentos e emoções que o produto deve transmitir. O primeiro painel, estilo de vida (Figura 19), busca imagens que simbolizem os valores pessoais e sociais do usuário, além de representar o seu cotidiano. O segundo painel consiste em uma síntese do estilo de vida do usuário expressa pelo produto, representando as emoções que deve transmitir. O terceiro painel é do tema visual, ao qual se propõe montar um conjunto de produtos relacionados que se alinhem ao estilo do novo produto a ser desenvolvido.

Porém, levando em consideração a proposta do trabalho e a sua temática, todo o cuidado deve ser tomado a respeito de transmitir o estilo de vida do usuário. Montar um painel estilo de vida de um produto que tem como essência desempenhar a função

de um membro perdido, é uma tarefa demasiadamente grande por abordar tudo que envolva a interação do braço. Por isso, este painel se apresenta de maneira ampla, para sintetizar e transmitir o seu propósito, que é o estilo de vida do usuário. Sendo possível observar atividades cotidianas como passear com animal de estimação no parque ou amarrar os calçados.

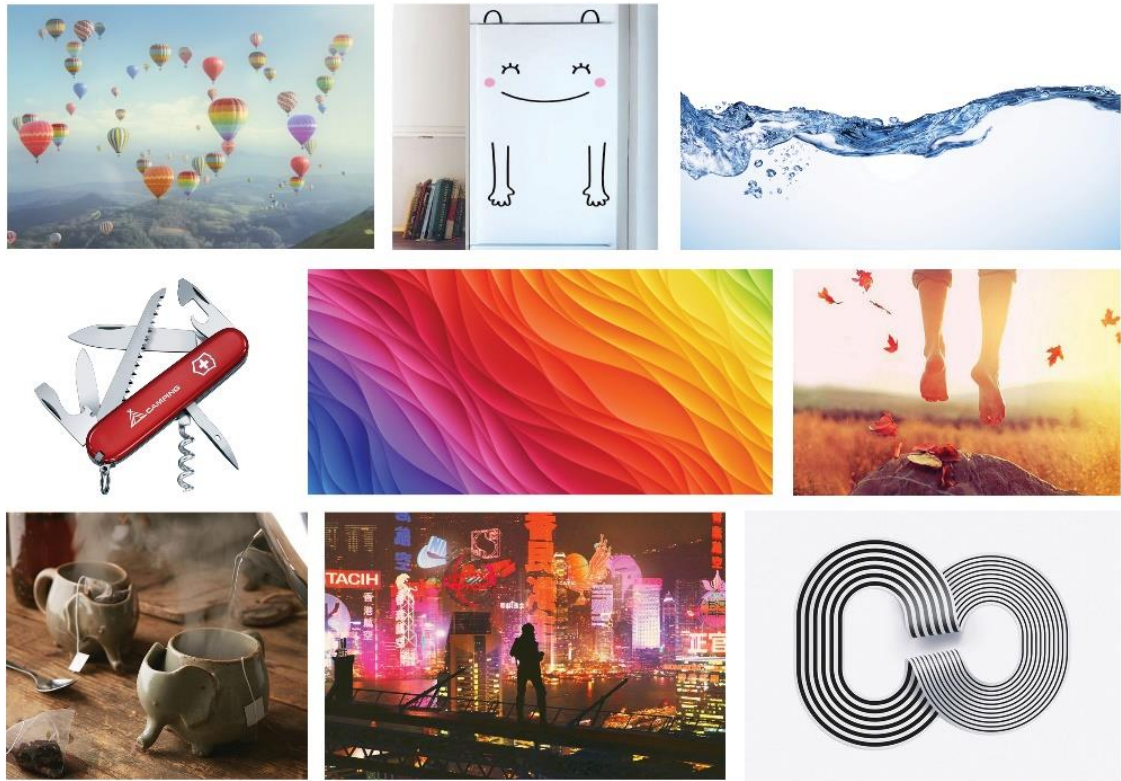
Figura 19: Painel estilo de vida



Fonte: elaborado pelo autor.

A construção do segundo painel (Figura 20) se iniciou a partir dos relatos de usuários coletados na etapa de elicitación de necessidades. Pois estes relatos se apresentam como uma ponte para os sentimentos do usuário em relação ao uso da prótese. Portanto, se concluiu essa como a melhor maneira de construir visualmente um painel que transmita as emoções do produto. Nesse painel é possível visualizar conceito de leveza, fluidez, continuidade, tecnologia, curvas, aconchegante, diversão, amigabilidade, alegria, versatilidade e cor.

Figura 20: Expressão do produto

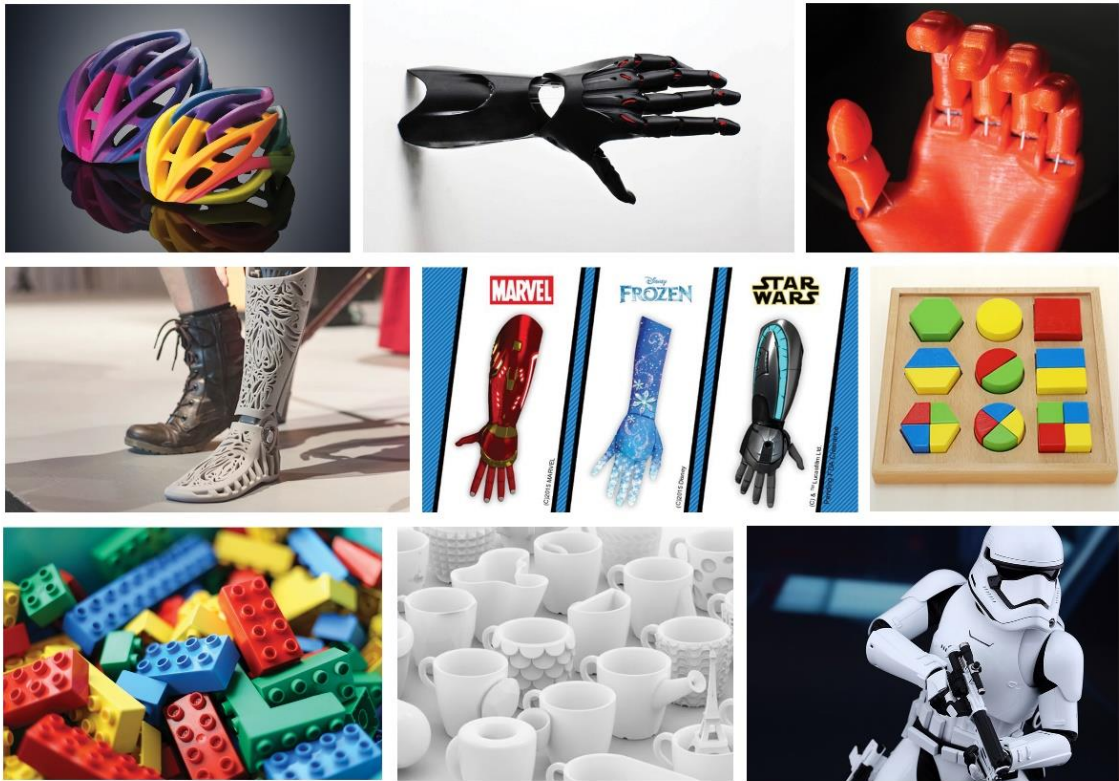


Fonte: elaborado pelo autor.

A veia visual deste trabalho é muito forte e já estabelecida durante as etapas anteriores, em que podemos ver dois pilares: “Possibilitar a personalização das formas” e “Possuir o semblante de uma mão humana” (Quadro 06). Por isso, a construção do painel do tema visual (Figura 21) cruza esses pilares com o seu propósito que é: ter como referências produtos que em sua essência visual sejam similares ao que se pretende desenvolver. Lembrando que esses produtos podem ser de outros segmentos ou categorias do produto desse trabalho.

Esses painéis serão responsáveis por apontar visualmente as características do conceito final do projeto e, também, auxiliam durante a etapa de geração de alternativa e o desenvolvimento de ideias.

Figura 21: Tema visual



Fonte: elaborado pelo autor.

5.1.2 Referências Visuais

Esse tópico propõe em auxiliar a geração de alternativas, através de referências visuais. Para isso, as três próteses da análise de similares foram retomadas em conjunto com outras referências. Neste método foram estudados: os processos de produção empregados e sua disponibilidade no mercado brasileiro; tipo de materiais empregados e seus aspectos visuais intangíveis; as formas dos produtos e seus aparentes mecanismos. Os painéis construídos podem ser visualizados no Apêndice E do trabalho.

5.1.3 Conceito

Após a realização da metodologia viu-se muito presente a figura humana nos painéis e, também, formas fluidas que a remetesse. Portanto, embasado nessa figura central, o conceito se estabelece através do “semblante humano” e por conseguinte

durante, a próxima etapa de geração os painéis serão repetidamente consultados, com referências visuais estéticas a seguir.

5.2 GERAÇÃO DE ALTERNATIVAS

Esta etapa é iniciada com base nos resultados obtidos anteriormente, das necessidades dos usuários, requisitos e especificações de projeto do mesmo modo que a definição do conceito. Segundo Platchek (2012), é nesse momento que ocorre a concepção de ideias de configurações através do uso técnicas de representação bi e tridimensional.

O método escolhido propôs uma geração de alternativas preliminar, realizando esboços livres de especificações técnicas, apenas traçando a ideia do produto e seu conceito de operação, apontando a localização dos principais componentes: sensor, motores, microcontrolador e bateria. Posterior a essa fase, são realizados os primeiros testes com os sensores de eletromiografia, para compreender o espaço que a sua operação tomaria. Em seguida, é conduzida uma entrevista com especialista, formado em engenharia de computação, no intuito de compreender a fundo a viabilidade da operação do sistema de componentes.

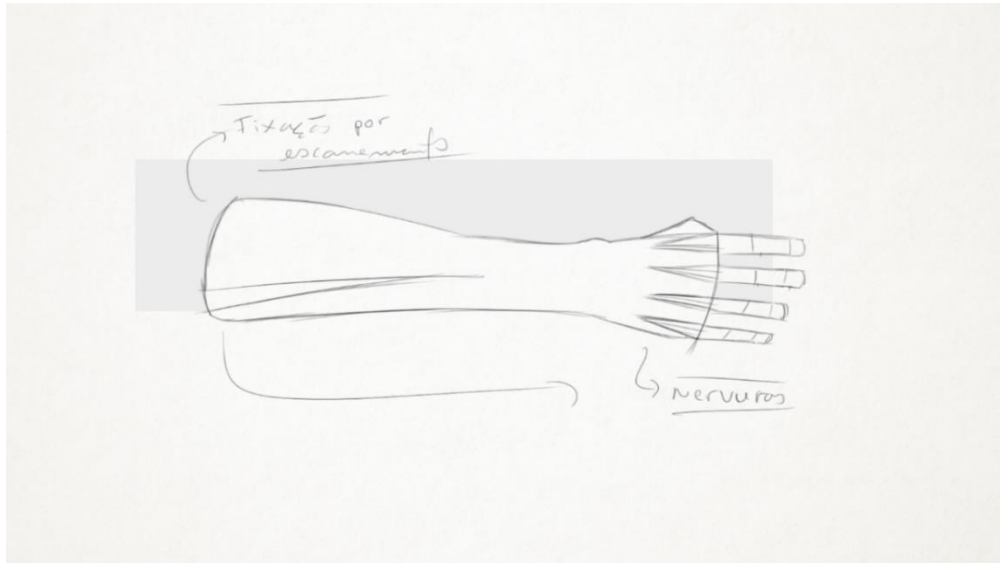
Então é gerada a segunda fase de geração de alternativas, desenvolvendo esboços mais condizentes com a exequibilidade do produto. Desenhos com proporções mais exatas, desenvolvidos a partir da geração de alternativas preliminar. Portanto essa fase é o refinamento do que foi gerado anteriormente. Ao final do processo, foi realizado um grupo focal com profissionais da saúde que atendem e realizam acompanhamento de pacientes com amputação transradial. Esse encontro teve como objetivo qualificar as alternativas e auxiliar na tomada de decisão para as etapas seguintes, cruzando a opinião de quem atende o usuário com os conhecimentos técnicos coletados.

5.2.1 Geração Preliminar

Neste momento, Platchek (2012) afirma que são geradas soluções parciais, utilizando técnicas que separem a geração da avaliação de ideias, fugindo do senso comum e do pensamento mecânico.

5.2.1.1 Forma Humana

Figura 22: Alternativa #1



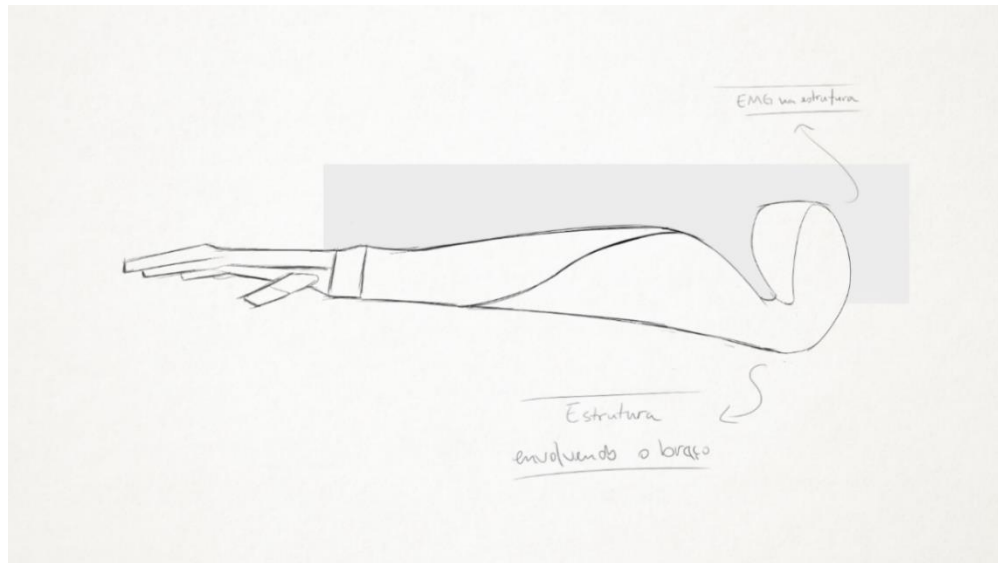
Fonte: elaborado pelo autor.

A partir do escaneamento do antebraço do usuário, seria desenvolvida a forma inicial do corpo prótese e seu soquete. Haveria uma mão de tamanho padrão para encaixar no corpo ('corpo' é a nomenclatura referente ao antebraço da prótese) (Figura 22). A ideia em volta dessa alternativa é ter como base a forma do braço não amputado do usuário, caso não seja possível o escaneamento, será criada uma forma padrão para substituir, porém, há o comprometimento da fixação. O corpo permite espaço para personalização e a mão possuiria alguns relevos simulando os ossos do corpo humano. A fixação se daria pela forma do soquete semelhante ao do coto do usuário, ficando justa. O sensor seria acoplado na parte interna do soquete.

O processo seria simplificado e a forma semelhante ao corpo humano. No entanto, o lado negativo seria a fixação justa que pode causar desconforto ao usuário se feita de maneira imprecisa referente ao coto do usuário.

5.2.1.2 Espiral

Figura 23: Alternativa #2



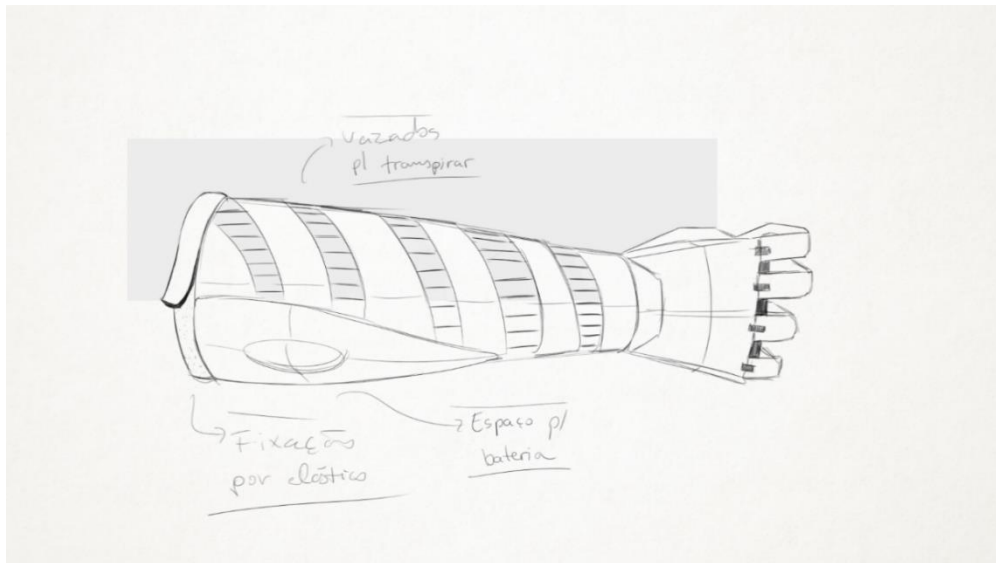
Fonte: elaborado pelo autor.

Essa alternativa transmite uma ideia de “envolver o braço” (Figura 23). O corpo e o suporte seriam construídos em conjunto de maneira que haja espaço para o cotovelo realizar movimentos. Este esboço divide a prótese em três partes: a mão, o pulso e o corpo/suporte. A mão comportaria os motores, enquanto o pulso, a bateria. Essa proximidade facilita a disposição dos fios, já que os motores são alimentados pela bateria. Enquanto o microcontrolador estaria localizado em conjunto aos motores e aos sensores na espiral que envolve e realiza a fixação no bíceps.

Essa forma permite uma abertura maior do corpo da prótese, permitindo que o antebraço transpire. O lado negativo desta prótese é a sua fixação ao usuário, pois se é uma amputação transradial proximal, haverá pouca área de contato com a prótese, dificultando seu manuseio. Por sua construção ser dividida em partes, é possível realizar a manutenção com maior facilidade e substituir partes. Se houver necessidade de personalização, o usuário poderia apenas obter a impressão do corpo e encaixá-la ao seu pulso e mão.

5.2.1.3 Design Paramétrico

Figura 24: Alternativa #3



Fonte: elaborado pelo autor.

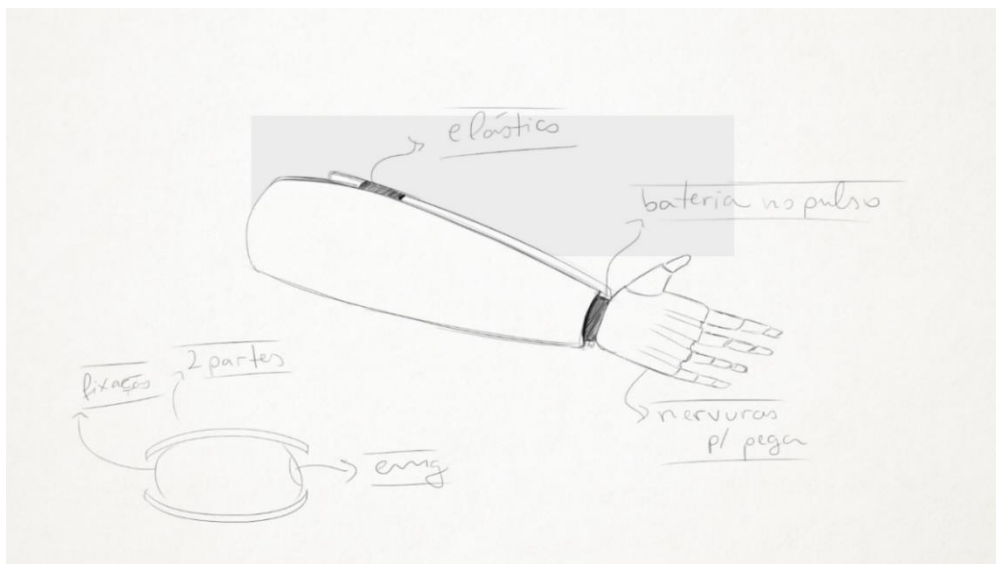
Com formas sinuosas, essa alternativa apresenta vazados no corpo, garantindo conforto durante o uso por possibilitar o coto transpirar (Figura 24). Visto que na amputação transradial sempre há resquício do antebraço, o suporte para fixação é apresentado por um material elástico com o ajuste realizado por uma fita de velcro. Vale ressaltar que a prótese deve estar justa no coto para garantir controle, e o suporte é mais uma maneira de assegurar firmeza durante o uso. A ideia desse conceito não é definir que esse desenho paramétrico seja o definitivo, a personalização se daria através de diversas formas de vazados conforme o gosto do usuário. Portanto, haveria apenas uma forma padrão que serviria como base para a personalização. Nessa alternativa, a prótese é dividida em suporte, corpo, pulso e mão. O sensor estaria localizado na área proximal do corpo, sendo fixado no músculo supinador (Figura 04 – d) e o sensor para referência localizado na região óssea do cotovelo. Ao punho estaria presente a bateria para dar carga no microcontrolador e motores, localizados na mão. O microcontrolador próximo aos motores e a bateria facilita algumas das conexões. Os fios do sensor passariam por dentro da prótese, algo que deve ser levado em consideração no momento de desenvolver o desenho do corpo vazado.

O design paramétrico abre muitas possibilidades de personalização e benefícios, porém foge da dinâmica humana. Há um grande potencial em ser algo

personalizado para determinada pessoa, no entanto, de acordo com os dados coletados anteriormente, pode fugir do senso estético comum dos usuários. Uma alternativa seria redesenhar essa forma para algo que possua o semblante de uma mão humana, e em cima disso desenvolver algo atrativo. Pois essa alternativa possui grandes benefícios de conforto durante o uso, por ser leve e arejada.

5.2.1.4 Envolvimento transradial

Figura 25: Alternativa #4



Fonte: elaborado pelo autor.

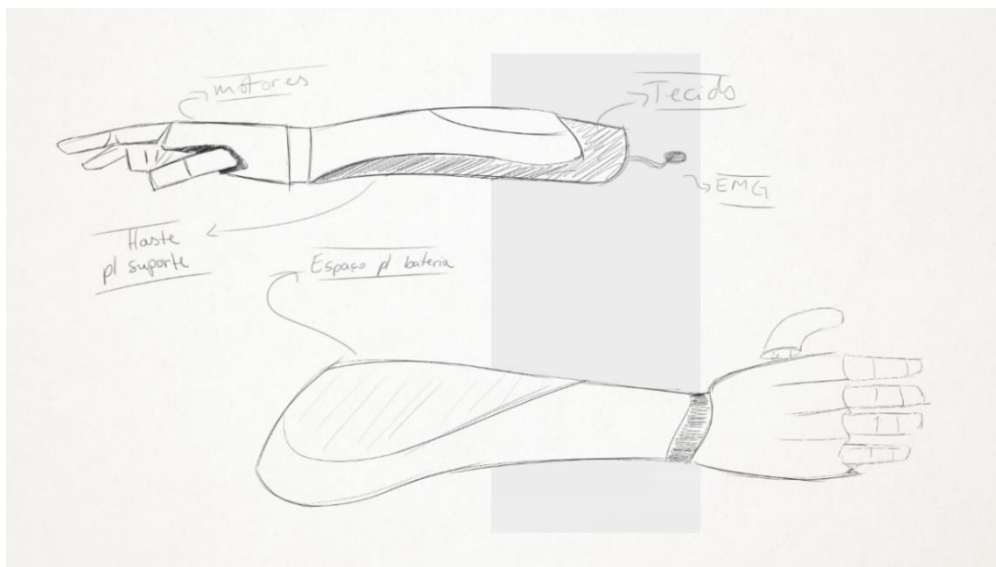
A ideia de o suporte estar aparente pode comprometer a estética visual da prótese (Figura 25). Devido a isso, essa alternativa surgiu para pensar, partindo de uma nova perspectiva, em como fixar a prótese ao coto do usuário. Primeiramente, o corpo é dividido em duas partes (cascos), envolvendo o coto do paciente, então sua união se dá pelo pulso e pelo suporte de fixação (localizado na região proximal da amputação). Na parte interna dos cascos, há um suporte para acoplar o elástico de fixação. Esse elástico tem como objetivo garantir a fixação ao antebraço e também garantir a união na região proximal dos cascos, enquanto o pulso garante a união distal dos cascos.

Ao final do corpo, estão localizados os sensores que podem ser fixados em qualquer músculo da região proximal do antebraço, contanto que fiquem cobertos pelos cascos. No pulso, está localizada a bateria e na mão, os motores e

microcontrolador. O diferencial desta alternativa é esconder de maneira eficaz todos os componentes, garantindo um visual limpo. Todas as alternativas fogem um pouco do escopo da forma humana exata, no entanto o semblante sempre está presente, tornando possível trazer novas soluções equilibradas com as especificações coletadas.

5.2.1.5 Tecnológico

Figura 26: Alternativa #5



Fonte: elaborado pelo autor.

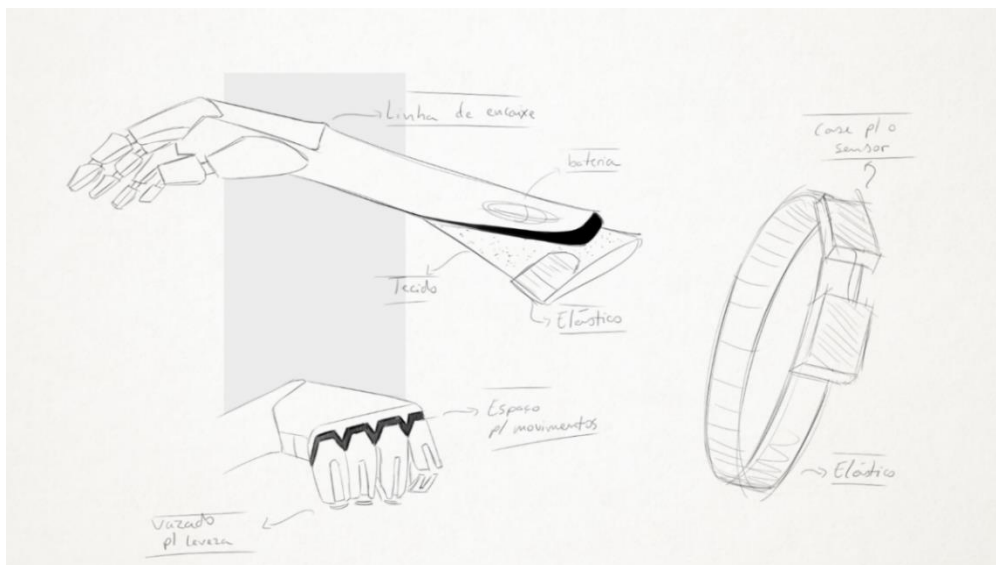
Nessa alternativa são buscadas formas sinuosas com uma combinação de diferentes materiais, no intuito de transmitir uma ideia tecnológica para agregar a prótese uma ideia de produto de alta qualidade e de elevado desenvolvimento (Figura 26). Sempre mantendo em mente o semblante humano, a mão e os dedos possuiriam nervuras que simulassem, de maneira sutil, as juntas humanas. O corpo envolveria apenas a região distal do antebraço e então se reduziria a apenas cobrir a região posterior da parte proximal do antebraço. Nessa parte, estaria localizado um bolsão que cobriria a bateria, podendo ser aberto e fechado, para manutenção. O pulso estaria fixo a mão, na qual o microcontrolador e os motores estariam acomodados. Para o suporte, há tecido fixado ao corpo da prótese que envolve o antebraço até o cotovelo. Este tecido traria mais um material a prótese, sendo escolhido de maneira que possibilite conforto e firmeza durante o uso. Uma haste, fina e comprida, dentro

do tecido sairia do pulso da prótese e cobriria a região anterior do antebraço, para garantir maior estabilidade para todos os tipos de amputação transradial.

A combinação de diversos materiais presente no bolsão, no pulso e no suporte transmite diferentes sensações tanto táteis quanto visual. Essa pluralidade de materiais também possibilita o uso de diferentes cores. Tudo para que se construa uma prótese com elementos humanos, porém trazendo um aspecto de “tecnologia de ponta”, para agregar valor ao produto mesmo que de baixo custo.

5.2.1.6 Futurista

Figura 27: Alternativa #6



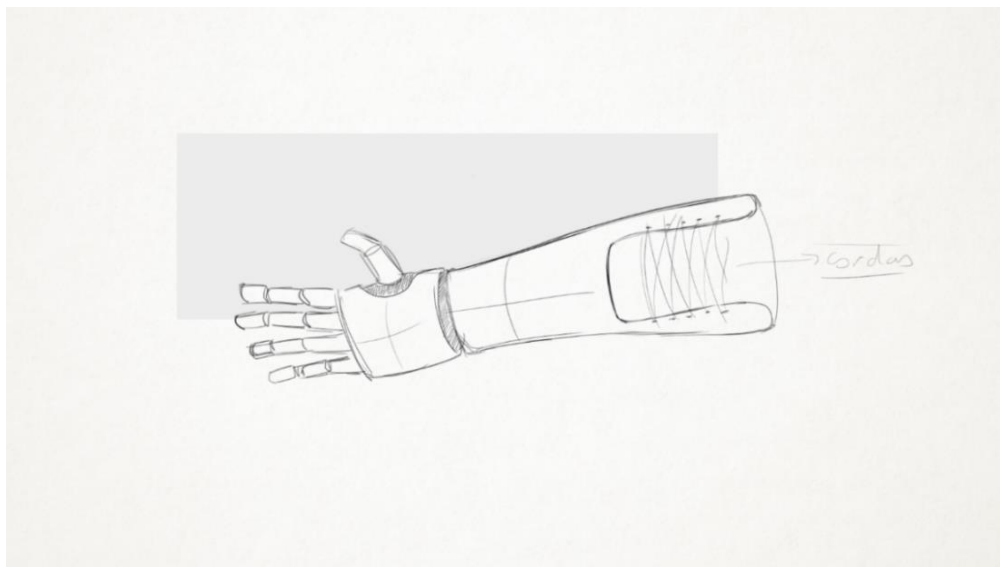
Fonte: elaborado pelo autor.

Seguindo a mesma linguagem visual da alternativa anterior, modificando o envolvimento do corpo que vai do antebraço até a área media da amputação e então se reduz até cobrir a parte posterior proximal do antebraço (Figura 27). Dessa maneira é possível eliminar a haste para a estabilidade, anteriormente proposta. A estética tecnológica continua, apenas com a diferença na construção da mão. Os dedos possuem um vazado para tornar mais leve e dar mais espaço para os componentes mecânicos se movimentar. O propósito desse desenho de mão é trazer um visual futurista, sem perder o semblante de uma prótese, para que tenha a aparência de algo do “amanhã” e, ao mesmo tempo, seja possível assimilar o visual de uma prótese com semblante humano. Já na construção, nessa alternativa, o pulso faz parte da estrutura

do corpo. No suporte há uma tira de velcro para o ajuste fino da fixação. Os motores estão localizados na mão, enquanto a bateria e o sensor no corpo próximos ao cotovelo. Os sensores são dispostos dentro do tecido de suporte, através de um elástico circular com um “case” (caixa) para cada eletrodo do sensor. A proposta desse case é proteger o sensor de movimentos bruscos, intempéries e, também, buscar prolongar o tempo de utilização.

5.2.1.7 Corda

Figura 28: Alternativa #7

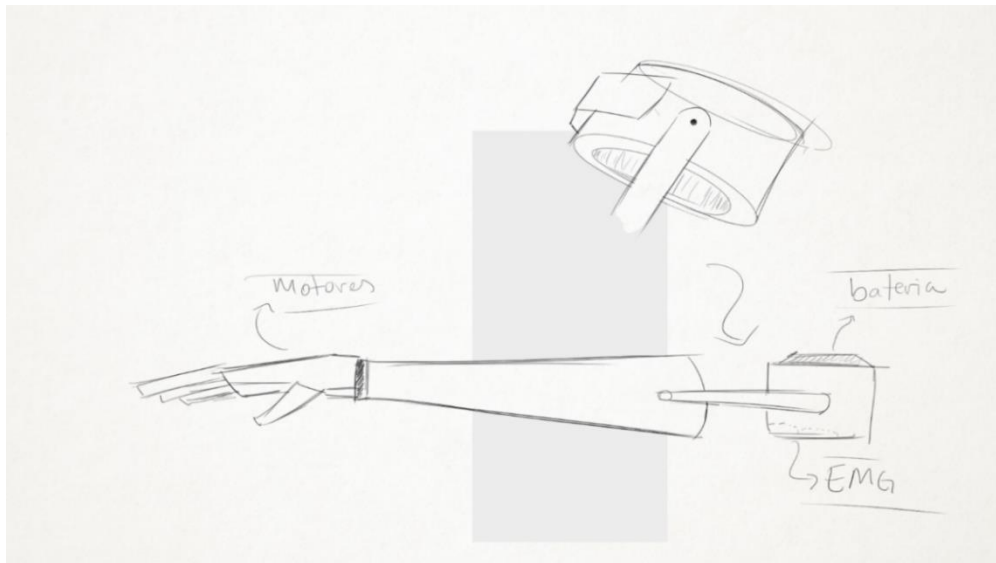


Fonte: elaborado pelo autor.

Nesta alternativa foi pensada uma maneira diferente e mais simplificada para fixar e ajustar a prótese ao usuário (Figura 28). Seria construído um corpo genérico para o coto, imprimindo 3D em algum material que oferece flexibilidade para tornar possível que as cordas ajustem o corpo no coto. A prótese é dividida em mão e corpo, motores e microcontrolador localizados na mão enquanto a bateria e o sensor na região proximal do antebraço. A escolha de utilizar cordas para fixação facilita o ajuste sem haver a necessidade do usuário escanear ou tirar um molde do coto para construir o soquete, além de ser algo fácil de se comprar.

5.2.1.8 Braçadeira

Figura 29: Alternativa #8

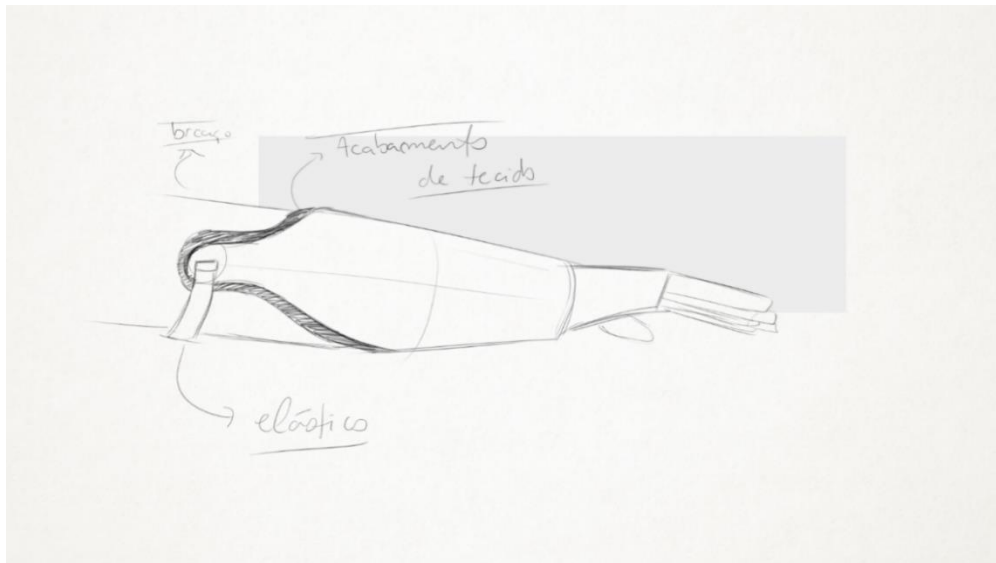


Fonte: elaborado pelo autor.

Nesta alternativa, para fixação há apenas um suporte que envolva o antebraço evitando que a prótese escorregue (Figura 29). Os motores estariam presentes na mão, enquanto o resto dos componentes estaria comportado na fixação da prótese ao braço do usuário. Os sensores seriam fixados na parte interna do suporte estando em contato com pele e evitando possíveis interferências de intempéries. Essa disposição de componentes permite a construção de uma mão mais sutil, alocando todos os componentes para o braço. Porém, a fiação dos componentes para os motores seria uma dificuldade, podendo ocasionar problemas complexos de reparar. Para a confecção esta alternativa está dividida em corpo, palma da mão, encaixe superior da mão, dedos e hastes para o suporte. A fixação do suporte se dá ao bíceps, utilizando um material elástico e com um velcro para ajustar com firmeza.

5.2.1.9 Gancho

Figura 30: Alternativa #9

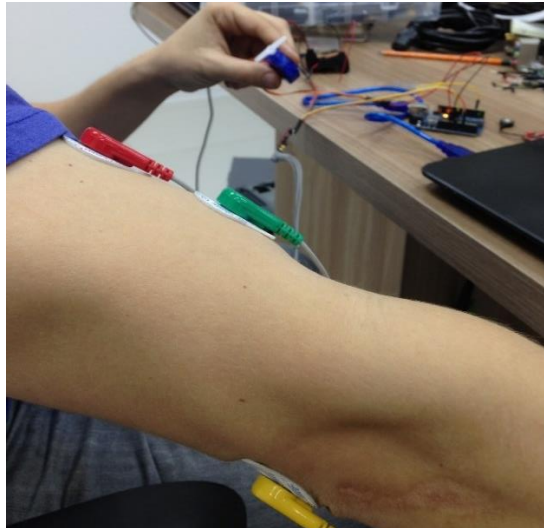


Fonte: elaborado pelo autor.

Nesta alternativa o foco se estabeleceu na fixação. A ideia é criar um ressalto ao final do corpo da prótese para que seja possível fixar um elástico permitindo, assim, o ajuste ao braço do usuário. O acabamento de tecido indicado na Figura 30, tem como objetivo evitar qualquer desconforto com arestas da prótese, visto que o elástico forçaria a prótese contra a pele do usuário. A forma do corpo segue o semblante humano, oferecendo bastante área para personalização. Os sensores seriam acoplados na parte interna da prótese.

5.2.2 Conversa com engenheiro de controle e automação

O especialista é formado em engenharia de controle e automação na Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS). Durante a conversa foram levantados pontos sobre: a utilização do Microcontrolador Arduino, o desenvolvimento da programação dentro do seu software (Arduino cc) e o controle de um servo motor através dos sinais EMG (Figura 31).

Figura 31: Teste com sensor e servo motor

Fonte: elaborado pelo autor.

O primeiro passo foi dividir o problema em etapas, começando pelo controle de um servo motor utilizando o Arduino de modelo UNO. O modelo de servo utilizado foi o *tower pro sg90*. As conexões com o Microcontrolador foram realizadas através do manual do servo, que indica três saídas: PWM, Vcc e Ground. Essas conexões são feitas nas entradas Ground, referente ao terminal terra, enquanto o Vcc é conectado a entrada de 5,5V do Arduino, referente ao terminal positivo e a terceira conexão em um dos terminais de PWM (*Pulse With Modulation* – pulso com modulação). O Arduino é um Microcontrolador que pode trabalhar com entradas e saídas de dois estados (ligado ou desligado), tornando possível controlar a ação de ligar ou desligar do servo. Porém, para controlar a velocidade ou a quantidade de potência exercida pelo motor é necessário um comando mais fino do que apenas esses dois estados, nesses momentos se utiliza o PWM. O funcionamento do PWM é similar ao de um interruptor em série com a carga, possibilitando o controle de abertura e fechamento desse interruptor gerando assim um sistema de pulsos (chaveamento). Então, esse controle da abertura e fechamento gera um gráfico de tensão (V) por tempo (aberto – sem carga; fechado – com carga), tornando possível determinar a potência que está chegando na fonte, porque há o controle da tensão no sistema. Por exemplo, se um a fonte fornece 6V e o controle do chaveamento é de 50% ligado e 50% desligado durante o período de operação, a tensão média final é de 3V. É através dessa manipulação da tensão que torna possível ajustar o torque do servo ou a sua velocidade.

A segunda etapa do problema foi definida em captar o sinal EMG, utilizando o sensor EB muscle sensor v1.2, que é um modelo baseado na empresa Advancer Technologies. Esse tipo de sensor EMG requer uma fonte de alimentação de 10V, por isso um sistema com duas baterias foi criado, ao invés de utilizar o Arduino como fonte de alimentação. Nesse experimento os eletrodos foram conectados ao bíceps braquial (Figura 31) e o terceiro de referência conectado a uma região óssea do cotovelo. Após analisar a variação de dados numéricos fornecidos por esses músculos, foi gerado então uma programação que combinasse a lógica do controle do servo com os sinais de entrada EMG. No Apêndice F, é possível visualizar a programação feita no software Arduino 1.8.5 IDE. Essa programação é o modelo inicial a ser seguido para o desenvolvimento da prótese, necessitando apenas aplicar a mesma lógica só que com mais motores e com um maior refinamento na captura do sinal EMG.

Com esse experimento foi possível entender melhor a lógica de programação dos componentes e a validação do sensor EMG a ser utilizado. O modelo EB muscle sensor v1.2 foi descartado por retirar passivamente a energia das baterias, se restringindo, portanto, para o modelo Myoware muscle sensor da mesma empresa, com tensão de 5,5V só que uma capacidade de captura menor, porém sem haver esse problema.

5.2.3 Conversa com engenheiro de computação

O engenheiro da computação é formado pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS), prestando doutorado em educação na mesma instituição. A conversa foi guiada de maneira abrangente, iniciando com as características elétricas dos sensores de eletromiografia. O objetivo desse encontro foi ter o primeiro contato prático com o sistema como um todo: sensores, motores e baterias.

O primeiro passo foi aprender a soldar os fios no sensor EMG, para então conectar ao microcontrolador (Arduino UNO). Nesse experimento foi utilizado o sensor Myoware muscle sensor, definido através do experimento anterior. A captação do sensor trabalha com diferencial, por isso a utilização de três eletrodos, um neutro que deve ser localizado em uma região óssea do corpo para apontar um valor nulo e os outros dois para indicar um sinal positivo e um negativo. Foram conectados os fios do sensor ao microcontrolador conforme o Myoware Datasheet (2015): sensor "+" ao pino

3V; sensor "-" ao pino GND (*Ground*); sensor "SIG" a um pino analógico (A0). Os eletrodos foram dispostos no musculo supinador e a referência colocada na região óssea do cotovelo. Para programação foi utilizado o software de código aberto Arduino 1.8.5 IDE. Os dados foram obtidos com sucesso e o sensor se mostrou uma escolha mais adequada, comparado ao anterior, por esse modelo poder ser carregado pelo próprio Arduino, que possui terminal de carga de 5,5V e regulador de tensão. O especialista aponta que outros modelos de Arduino podem ser utilizados, tais como o Arduino Micro que possui dimensões menores e fornece todas as entradas necessárias para o funcionamento dos componentes.

Portanto, pode-se concluir a dimensão que o sistema necessitaria, com o sensor e o Microcontrolador definidos. O próximo passo é realizar um levantamento de motores, com suas principais características e valores que encaixem na proposta do trabalho. A seguir, com o auxílio do especialista, é iniciada a escolha dos modelos de motores e baterias.

5.2.4 Definição de componentes

Antes de entrar na segunda fase de geração de alternativas, optou-se por estudar os componentes ideais para a prótese, no intuito de desenvolver alternativas pensando no produto de dentro para fora. Dessa forma, é possível gerar ideias novas tendo em mente a dimensão que cada componente deve ocupar dentro do produto.

5.2.4.1 Motor

Recolhendo informações da entrevista em conjunto com o que foi levantado na fase de fundamentação teórica, esse tópico estabelece um comparativo de possíveis componentes escolhidos a partir de suas características elétricas e dimensões. Primeiramente, é buscado na análise de similares como as próteses disponíveis no mercado acionam a mão. O modelo da *Open Bionics* utiliza cinco atuadores lineares pequenos para realizar o movimento independente de cada dedo (OPEN BIONICS, 2017). Por isso, buscou-se conhecer mais sobre atuador linear e os seus benefícios. Na tabela 02 são apresentados alguns dados considerados relevantes para a tomada de decisão.

Tabela 02 – Dados referentes a atuadores

Modelo	Peso (g)	Dimensões (mm)	Tensão (V)	Velocidade (mm/s)	Força máxima (N)	Preço (dólar)
PQ12	15	47,5x21,5x15	12,0	9	35	~ 65
L16	56	68x53x18	12,0	32	50	~ 70

Fonte: elaborado pelo autor.

Dois modelos cujo as dimensões se encaixassem na proposta do trabalho foram escolhidos para análise. Ambos modelos estão na categoria de atuadores micros, porém para validar qual dimensão e força seriam ideais para representar a mão humana foi realizada uma pesquisa bibliográfica.

Em seu livro *Ergonomia Projeto e Produção*, Lida (2005) apresenta uma tabela com valores de uma amostra de medidas de tamanho de mãos de brasileiros do sexo feminino e masculino. Nessa amostra a média do comprimento de mão do sexo feminino foi 166 mm, enquanto a média do sexo masculino foi de 182 mm. A importância dessas medidas para o desenvolvimento do produto é crucial para que seja possível alcançar, da melhor maneira, a construção de uma prótese que possua o semblante de uma mão humana, não desviando muito do padrão médio tanto para mais quanto para menos. Visto isso, o modelo PQ12 demonstra ser o mais adequado para ser disposto em cinco unidades da palma da prótese.

No entanto, devido à dificuldade de encontrar o modelo disponível no mercado brasileiro, optou-se por procurar no mercado americano no qual foi possível encontrar o modelo PQ12 por um valor em torno de sessenta e cinco dólares. Pensando na baixa disponibilidade dos atuadores micro no mercado brasileiro e no seu preço elevado, viu-se necessário voltar a análise de similares em busca de outras alternativas para o acionamento da mão.

O modelo da marca Exiii utiliza servo motores para acionar a mão. Um atuador opera da mesma maneira que um motor elétrico, quando energia é aplicada o motor irá girar e quando energia é removida o motor irá parar. São incapazes de controlar a sua posição, apenas aceitam comandos de ligar e desligar a sua ação. Já um servo motor é diferente, pois pode receber determinado comando que o envie para uma posição específica. Em vista disso, em seguida o levantamento de motores servo pequenos, apresentados na Tabela 03, na qual demonstra alguns modelos escolhidos com base em suas dimensões (modelos micro). Os dados foram retirados com base em *sites* de vendas brasileiros e internacionais.

Tabela 03 – Dados referentes a servo motores micro

Modelo	Peso (g)	Dimensões (mm)	Tensão (V)	Torque	Material	Preço (Real)
ES08MD11	13	23x11,5x24	4,8~6,0	2 kg.cm (6.0V)/1,6 kg.cm (4.8V)	Engrenagens de Metal	24~36
Sg90	9	22,2x11,5x30	4,8~6,0	1,6 kg.cm (6,0V)/1,2 kg.cm (4,8V)	Engrenagens de polímero	11~20
MG 90S	13,4	22.8x12,2x28,5	4,8~6,0	2,2 kg.cm (6,0V)/1,8 kg.cm (4,8V)	Engrenagens de metal	17~26
MG 50S	5	21,5x11,7x25,1	4,8	0,6 kg.cm	Engrenagens de polímero	~17

Fonte: elaborado pelo autor.

O que torna os motores servos micro interessantes são suas dimensões, podendo haver cinco deles dispostos na palma da prótese, disponibilizando uma variedade de movimentos por tornar cada dedo independente do outro. No entanto, o torque desse tipo de servo motor é muito pequeno. O que pode causar problemas para ocasiões em que o usuário necessitasse de uma pega mais firme. Pensando, viu-se necessário entender qual o tipo de força que a mão humana gera para realizar ações cotidianas, tanto para movimentos finos quanto para movimentos robustos.

A força dos movimentos de pega com a ponta dos dedos (movimento fino), utilizando o polegar em oposição, faz uma força em média de 10kg (98 N). Já para uma pega com todos os dedos fechando em torno de um objeto, a força pode chegar a 40kg (392,2 N) e para movimentos de empurrar e puxar (para a frente e para trás) é de 55kg (549,3 N) (FUNDAMENTOS DE ERGONOMIA, 2017). Tendo essas informações como base, é possível perceber que para um movimento fino utilizando a ponta dos dedos, é exercida uma força quatro vezes menor que um movimento robusto de pegar um objeto com todos os dedos. Todavia, modelos de servos superiores a categoria micro possuem dimensões demasiadamente grandes tendo em vista a amostra retirada do livro de Lida (2005). Conseqüentemente, optou-se por reduzir o número de motores. Dispor um servo motor micro para o dedo indicador e um para o polegar, tornando possível o usuário realizar movimentos finos que por natureza demandam menos força. Para os outros três dedos, dispor um servo motor de maior torque, no intuito de garantir uma pega mais firme. A variedade de movimentos diminuiu. Contudo, há um ganho na qualidade dos movimentos. Portanto, a seguir é apresentada a Tabela 04 com dados levantados de servo motores que

ofereçam mais potência e estejam dentro de uma faixa de tamanho o mais próximo dos modelos da categoria micro.

Tabela 04 – Dados referentes a servo motores

Modelo	Peso (g)	Dimensões (mm)	Tensão (V)	Torque	Material	Preço (real)
ES9258	25	34,95x14,9x30,1	4,8-6,0	2,5 kg.cm	Engrenagens de metal	~ 80
Mg-995	69	40x19x43	4,8-6,0	15 kg.cm (6,0V)/13 kg.cm (4,8V)	Engrenagens de metal	~ 27
PDI-6221MG	63	40,5x20,2x38	4,8-6,0	20,32 kg.cm (6,0V)/17,25 kg/cm (4,8V)	Engrenagens de metal	~ 120
Hd-3001hb	43	49,1x20,6x39,6	4,8-6,0	4,40 kg.cm (6,0V)/3,50 kg.cm (4,8V)	Engrenagens de polímero	~ 50
VWINRC9257	30	35.5x15x28.6	4,8-6,0	4,50 kg.cm (6,0V)/4,00 kg.cm (4,8V)	Engrenagens de metal	~ 60

Fonte: elaborado pelo autor.

Para definir quais dos servos apresentados nas Tabelas, foi utilizada uma ferramenta de priorização (Matriz de Decisão). Essa ferramenta possibilita comparar as alternativas, ponderando diferentes critérios de avaliação. São atribuídos pesos para cada critério: peso 1, pouca relevância; peso 2, média relevância; peso 3, muita relevância. Com base nos resultados da etapa de especificações de projeto, os critérios escolhidos são: peso (2), dimensões (3), torque (2), material (1) e preço (3). Uma nota de 1 a 5 é atribuída para cada alternativa. O resultado ponderado é obtido multiplicando a nota de cada alternativa pelo peso de determinado critério. Então, é feita a soma, para cada alternativa, de todas as notas ponderadas obtidas (SEBRAE, 2017). Com isso, é possível visualizar qual dos modelos se destaca com base nas especificações de projeto.

Duas matrizes foram realizadas, e os desenvolvimentos de ambas podem ser visualizados no Apêndice G. Para a Tabela 03, o modelo MG90 S se destacou e, em seguida, o modelo SG90, estabelecendo esses dois modelos como indicados para serem utilizados no produto. Já na Tabela 04, o modelo VWINRC9257 se destacou e, em seguida, o modelo ES9258. Deve-se evidenciar que nos dois casos ambos os modelos que se destacaram possuem dimensões aproximadas, o que permite a substituição do primeiro modelo caso seja difícil efetuar sua compra.

5.2.4.2 Bateria

O sistema da prótese é composto por: microcontrolador, sensor EMG e servo motores; cada uma desses componentes opera em uma faixa de tensão diferente do outro. O microcontrolador estipulado é o Arduino UNO (3.5.1). Esses modelos operam em uma faixa de tensão de 7V – 12V (ARDUINO b, 2017). Já o sensor EMG opera na faixa de 2,9V – 5,7V (MYOWARE DATASHEET, 2017) e os servo motores em, 4,8V – 6V. Por isso é crucial entender o papel que a bateria possui nesse sistema de componentes. O Arduino possui um regulador de tensão embutido de 5V (ARDUINO b, 2017), então há como prover carga para o sensor funcionar uma vez que o microcontrolador tenha sua fonte de energia.

Portanto, a questão é como garantir o funcionamento dos servos e do microcontrolador. De acordo com o Benson (2013), ter duas ou mais baterias em um sistema de componentes com diferentes tensões pode ser vantagem por aumentar a eficiência e oferecer menor complexidade no projeto elétrico. No entanto, há múltiplas baterias para recarregar e a carga de uma bateria pode terminar antes da outra, comprometendo o funcionamento do projeto como um todo. Já os benefícios, com o mesmo sistema alimentado por uma única bateria, são: uma única bateria para alimentar e um menor peso no produto. Porém, com uma única bateria o sistema se torna mais complexo de se montar, e talvez haja a necessidade de se utilizar um regulador de tensão.

Para entender melhor qual química de bateria é a mais indicada para o projeto da prótese, foi realizada uma consulta com o engenheiro de computação. Na qual, dentre os modelos, o especialista indicou as baterias de Polímero de Lítio (LiPo). Porque estas são fáceis de se comprar, possuem uma ótima relação de potência versus peso e possuem capacidade relativamente boa para a prótese. Segundo Nate (SPARKFUN, 2017), as baterias LiPo possuem uma taxa de descarga interna muito baixa, tornando-as ideais para projetos com baixos requisitos de energia e que precisem serem executados por muitos dias ou meses. Porém, é importante frisar que estas baterias requerem um tipo especial de carregador para serem reutilizadas.

Com o auxílio do especialista, foram realizados cálculos experimentais (Apêndice H e I) para prever o quanto o sistema iria cobrar da bateria. Então, foram pesquisadas LiPos de modelos compactos e cruzadas as suas características com os resultados obtidos, para por fim ter uma noção de quanto tempo duraria o sistema em

uso contínuo. De acordo com o especialista, a metodologia da engenharia da computação propõe a confecção do protótipo e o acompanhamento do uso pelo usuário. Assim pode-se descobrir a duração da bateria em seu uso real e variado, aumentando a precisão do projeto.

Foi definida uma bateria LiPo que tenha uma tensão capaz de suprir o microcontrolador operando a 12V, além de utilizar um regulador de tensão para que esta bateria forneça a energia necessária para os três servos motores em 6V. A bateria LiPo escolhida foi a da marca Zippy, modelo compacto, com tensão de 11,1V e 1300 miliampere-hora (letra (a) do Apêndice I). Escolha feita por suas dimensões e sua capacidade de suprir o sistema por mais de uma hora, se acionado incessantemente durante esse tempo. Em 2008, foi realizado um questionário online com usuários de próteses mioelétricas, conduzido por Pylatiuk et al. (2008), em que foi descoberto que os usuários utilizam a prótese, em média, oito horas por dia, visto que dificilmente o usuário utilizaria continuamente o máximo da prótese, por exemplo, permanecendo por uma hora fazendo força incessantemente para acionar os dedos. Portanto esse valor de tempo obtido seria diluído ao decorrer do dia do usuário. Segundo o especialista, os cálculos considerados foram em relação aos servos, retirando das equações a cobrança de energia do microcontrolador, sensor e regulador de tensão. Pois estes não têm um impacto relevante no resultado. O regulador de tensão está na casa de micro amperes e, conforme o especialista, o microcontrolador e sensor têm uma cobrança desprezível nesse momento de cálculos experimentais.

5.2.5 Seleção de Alternativa Preliminar

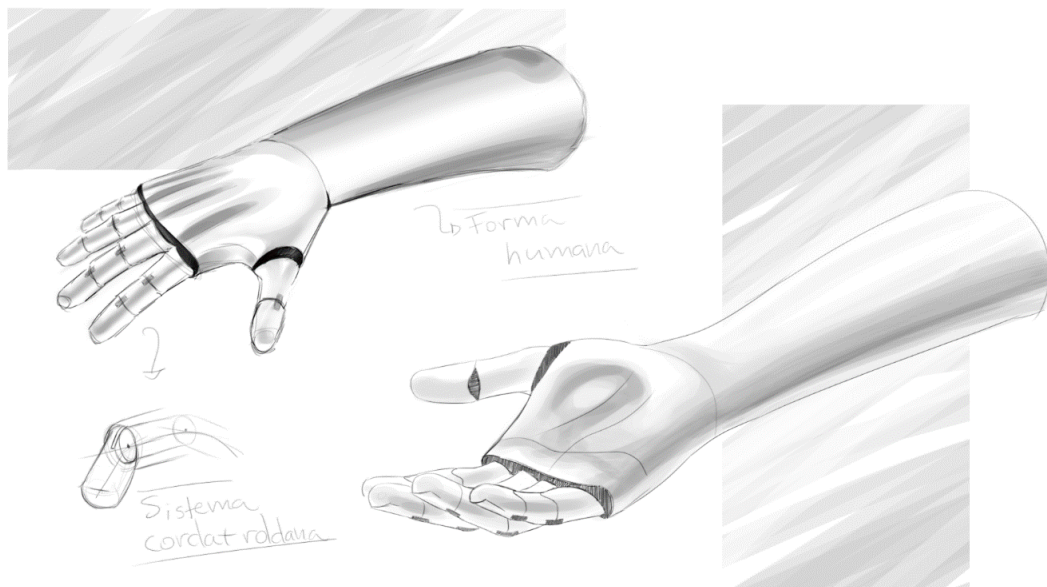
Na seleção de alternativas preliminar, foi elaborada uma matriz de decisão para definir três ideias que seriam levadas adiante. Nessa matriz, foram cruzados os atributos, convertidos das necessidades dos usuários, com cada alternativa. No apêndice J, é possível visualizar a pontuação que cada uma obteve. As alternativas “Futurista” e “Tecnológica” foram combinadas devido a sua proposta similar. As outras duas escolhidas foram a “Forma Humana” e “Envolvente”. Vale ressaltar que mesmo as alternativas não escolhidas podem contribuir de alguma maneira durante o desenvolvimento da segunda etapa de geração.

5.2.6 Segunda geração de alternativa

Durante a essa fase, os sketches já são elaborados de forma mais madura, sabendo o determinado local de cada componente, sendo três servos e o microcontrolador na palma da mão e a bateria e o sensor no corpo da prótese. Novamente, são utilizados os painéis criados para auxiliar o desenvolvimento de ideias.

Essa alternativa é a continuidade da “Forma Humana”. O visual da prótese foi construído no conceito na estética humana simplificada, com apenas algumas sinuosidades na palma da mão (Figura 32). Os mecanismos dos dedos são próximos, porém com um corte ao conectar na palma para facilitar a construção dos mesmos. O ponto negativo dessa alternativa é o uso externo da bateria, podendo ser feito um bolsão na forma do antebraço ou alocada na vestimenta do usuário. A fixação pode ocorrer por pressão, por braçadeira (Alternativa #8) ou por gancho (Alternativa #9).

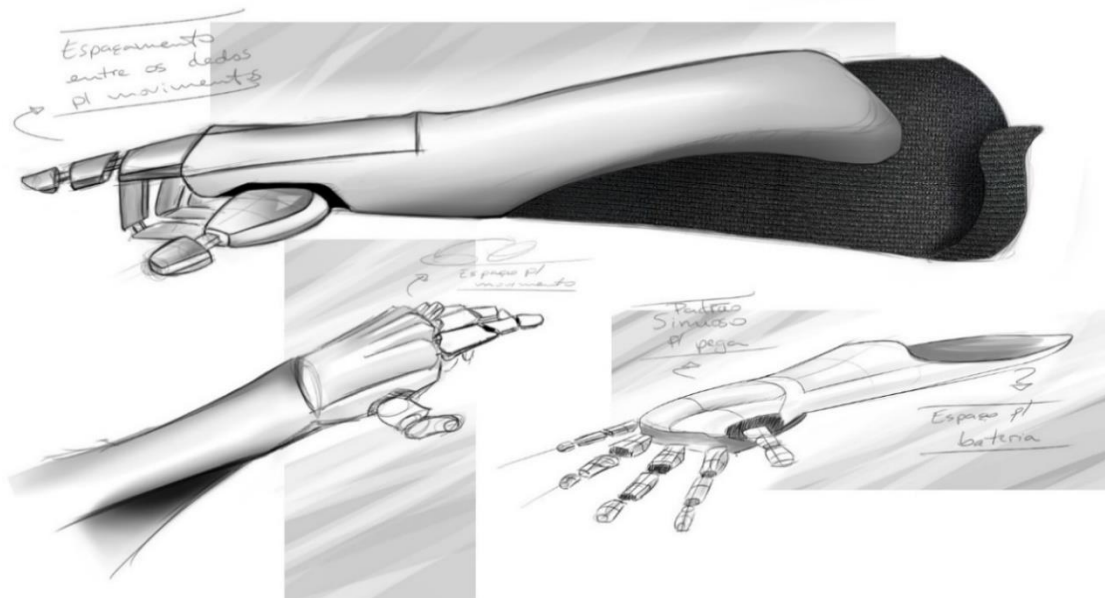
Figura 32: Alternativa #a



Fonte: elaborado pelo autor.

Nessa alternativa ocorreu a aglutinação da “Tecnológica” e da “Futurista”. Ambas com ideias de utilizar o tecido para proporcionar conforto e fixação ao usuário. Os dedos são separados para ser possível visualizar os mecanismos em ação, passando essa ideia de tecnologia (Figura 33).

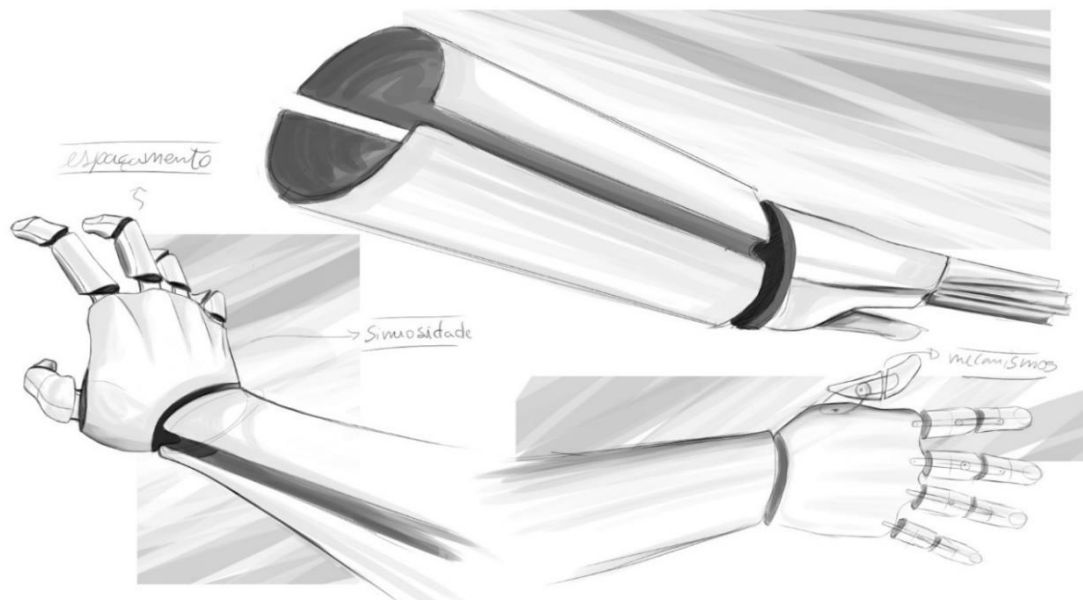
Figura 33: Alternativa #b



Fonte: elaborado pelo autor.

Dando continuidade à alternativa “envolvente”, aqui foram trabalhadas outras vistas dessa prótese. Os mecanismos dos dedos seriam separados, no entanto haveria apenas uma junta enquanto a junta seguinte possuiria apenas uma curvatura para a pega (Figura 34).

Figura 34: Alternativa #c



Fonte: elaborado pelo autor.

5.2.7 Seleção da Alternativa Final

Para a avaliação e seleção da alternativa final, foi realizado um grupo focal com terapeutas ocupacionais da instituição AACD. Essa contribuição é de suma importância, pois esses profissionais estão em contato direto com o usuário, especialmente no seu preparo e treino para a utilização da prótese.

As especialistas descreveram as duas principais barreiras no desuso de uma prótese de miografia em: fixação e leveza. Além disso, relataram o caso de um usuário que estava no processo para adquirir uma prótese transumeral de miografia, porém desistiu dela por ser muito pesada (mesmo funcionando). A importância da fixação, por sua vez, foi dita como mais crucial ainda, pois se o usuário não conseguir fixar de maneira correta, não será possível realizar o treinamento para aprender os movimentos da prótese. Por isso, embora o visual seja um tema importante para a prótese transradial em geral, para uma de eletromiografia, a fixação e a leveza aparecem antes.

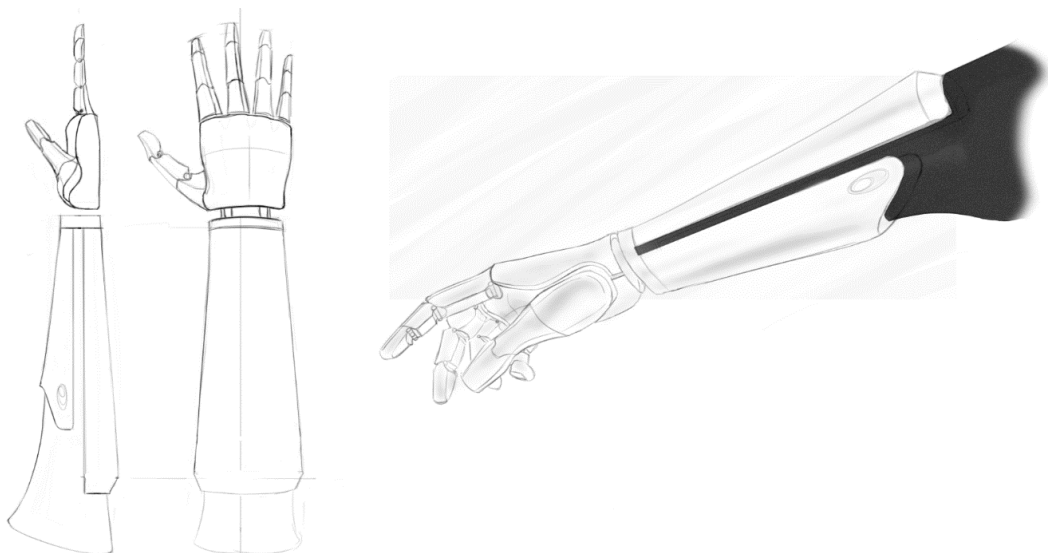
Após analisarem as três alternativas, os especialistas afirmaram que todas possuem potencial de desenvolvimento. No entanto, a alternativa #a, por ter sua fixação justa no coto do usuário, eventualmente faria com que o mesmo se retraísse, diminuindo seu tamanho e, assim, ocasionando a necessidade de confeccionar novamente um suporte. Além de ter que carregar externamente a bateria, o que poderia causar desconforto para o usuário. Já na alternativa #b, apontaram que a ideia da forma é interessante por reduzir o peso e a do tecido, por trazer o conforto juntamente com a firmeza. Indicaram o uso de Liners, da marca Ottobock, como tecido. O Liner é uma capa protetora feita de um material flexível e amortecedor, aplicado sobre o membro residual, reduzindo o atrito entre a pele e o soquete. Há três tipos de materiais disponibilizados pela marca: silicone, poliuretano e copolímero (OTTOBOCKUS, 2017). Já na alternativa #c, viram o mesmo potencial que a anterior, por ter um desenho que reduz peso e proporciona ventilação para o coto. Para mais, visto que o pulso é fixo em todas as alternativas, as especialistas afirmaram que deve possuir um ângulo de inclinação para facilitar a realização dos movimentos.

Dando continuidade a outros pontos levantados, a amputação transradial possui diferentes níveis e mesmo dois pacientes com o mesmo nível podem ter cotos com necessidades distintas. Além disso, cada caso possui um impacto desigual na musculatura residual. Por isso, é reforçado que cada usuário deve ser tratado como

único, o que difere da proposta universal das alternativas. A fixação utilizando o tecido é uma ótima alternativa quando não é possível retirar o molde do coto por gesso ou por meio de escaneamento 3D de forma a desenvolver um produto personalizado. Porém, o uso do sensor é mais delicado, como visto no tópico 3.4.2.2 *Limitações*. Portanto, a solução encontrada para isso foi definir duas regiões musculares para serem utilizadas pela prótese: o bíceps braquial (Figura 01 – a), por estar localizado acima do cotovelo (fora da região da amputação); e o braquiorradial (Figura 04 – a), por estar localizado no antebraço, e assim o sensor ficaria mais protegido sob a prótese e mais próximo aos demais componentes.

Visto que todas as alternativas possuem capacidade de desenvolvimento, é proposta então, como alternativa final (Figura 35), uma junção dos pontos positivos que cada uma possui. A alternativa #a traz o visual de uma mão mais humana tendo os dedos próximos. A alternativa #b possui a ideia do tecido e de um compartimento com porta para acomodar a bateria. Por isso, foi escolhido combinar esses pontos positivos junto ao conceito da alternativa #c de corpo, que traz uma forma mais humana e tenta reduzir o peso e ventilar o coto. Lembrando que todas as alternativas foram criadas pensando em uma prótese nova, diferente de uma cópia aproximada de determinado braço. Por isso, durante a modelagem será utilizado um braço humano escaneado em 3D, apenas para referência de anatomia e dimensões.

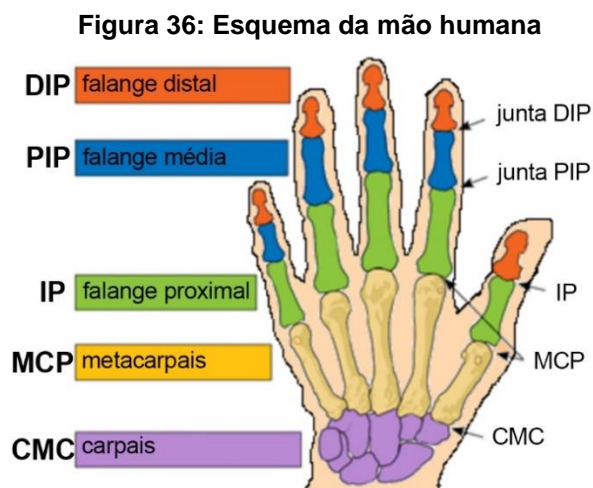
Figura 35: Alternativa Final



Fonte: elaborado pelo autor.

5.3 ACIONAMENTO DA MÃO

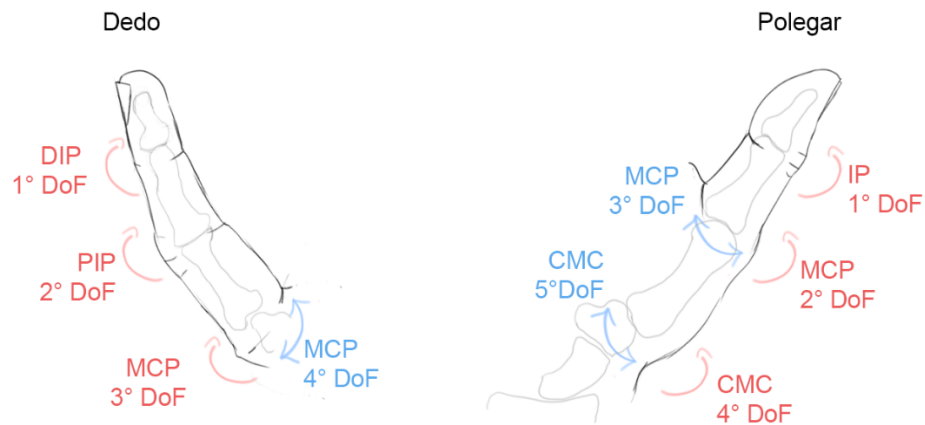
A mão é composta por diferentes ossos, músculos e ligamentos que permitem uma vasta quantidade de movimentos. Na Figura 36, é apresentado o esquema da mão humana que possui: quatorze falanges, presentes nos dedos; cinco metacarpais, compondo a palma da mão; oito carpais, esses fazem a conexão do pulso com o antebraço (STANDFORDHEALTHCARE, 2017). As próteses têm o objetivo de replicar funções do corpo humano na tentativa de devolver a sua funcionalidade original. Porém, nenhuma prótese do mercado tem a capacidade de cumprir com a flexibilidade e destreza da mão humana (BELTER, 2013).



Fonte: Hussein, 2014

Esse tópico se propõe, então, a buscar a solução mais adequada para se alcançar uma funcionalidade similar à da mão humana. Na Figura 37, há um esquema elaborado com base nos estudos de Elkoura (2003), no qual afirma que há quatro graus de liberdade (DoFs) em cada dedo: três para extensão e flexão (em vermelho) e um para abdução e adução (em azul). O polegar humano é o mais complicado de todos com 5DoFs. Vale ressaltar que, de acordo com Belter (2013), o polegar é um elemento crítico na prótese, pois possui 40% da funcionalidade total da mão humana.

Figura 37: Esquema dos dedos DIP – Falange Distal; PIP – Falange média; MCP – Metacarpais; IP – Falange Proximal; CMC – Carpais



Fonte: elaborado pelo autor.

Por fim, para entender melhor as necessidades dos usuários, foi retomado o questionário de Pylatiuk, et al. (2008), no qual demonstra altos índices de insatisfação com a velocidade de pega, com o som e com o peso da mão prótica mioelétrica (Anexo A). Além do mais, aponta as atividades mais úteis no uso da prótese, declaradas pelos usuários em: artesanato, higiene pessoal, uso de talheres, operação de dispositivos eletrônicos, se vestir e se despir.

6 DETALHAMENTO

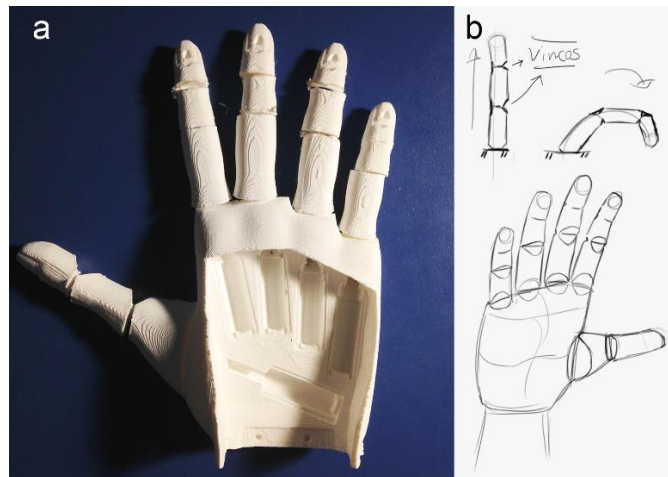
Nesse tópico é descrito detalhadamente o funcionamento da prótese, dividida em mão e corpo. Inicialmente é realizada uma análise de funcionalidade sobre o acionamento de próteses, para compreender como a solução do produto foi gerada. Em seguida, é apresentada a lógica dos mecanismos do trabalho, exemplificando como as partes do produto interagem entre si e funcionam.

6.1 ANÁLISE DE FUNCIONALIDADE

Levando em consideração as insatisfações dos usuários e os movimentos dos dedos humanos, foi realizada uma análise de funcionalidade de acionamentos. O intuito foi entender melhor esses mecanismos para então desenvolver um sistema que satisfaça as necessidades de utilização do usuário.

- a) Open Bionics: para essa análise, a mão prótica foi confeccionada na impressora de marca 3DCloner DH, com filamento de PLA. O acionamento dessa mão se baseia em um sistema de suporte para atuadores localizado na palma (Figura 38 – a). Cada atuador é conectado a um fio metálico e passado por estruturas de canais em cada dedo, para então ser amarrado na região em que seria a unha. É de suma importância o tensionamento do fio, para que após o atuador realizar seu movimento, o dedo volte à posição original. É impressa em peça única, o que torna isso possível são os vincos localizados nos dedos (b). Quando o cabo é tensionado, o dedo cede nesses locais, porém o material indicado para que seja possível funcionar é o filamento de NinjaFlex (TPU). Logo após os primeiros testes, houve o surgimento de trincas nos vincos e em seguida o seu rompimento, isso deve-se à dureza do PLA. Portanto, um dos benefícios é a simplicidade de projeto e impressão, porém o material indicado possui um preço elevado e é de difícil acesso. Além de haver algum possível rompimento durante o uso, ocasionando na reimpressão da peça inteira.

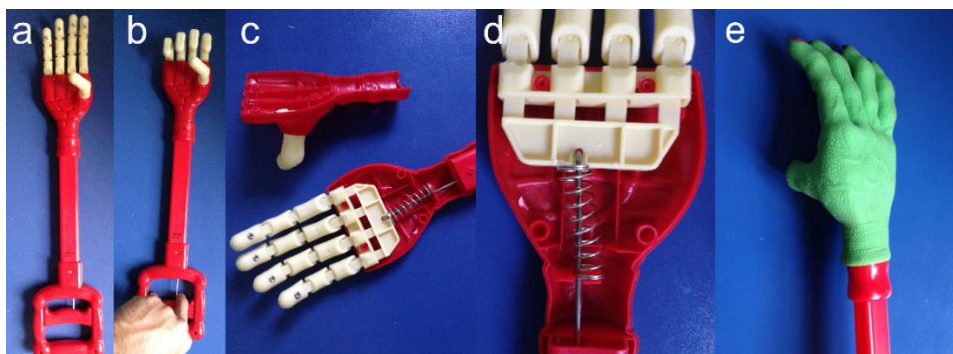
Figura 38: Teste com prótese a) Mão protética impressa; b) Vincos dos dedos



Fonte: elaborado pelo autor.

b) Brinquedo: o acionamento da mão de brinquedo se baseia na simplicidade (Figura 39 – a, b). Fundamentado em um sistema de alavanca e mola (c), possuindo nervuras na parte interna, possibilitando a mola trabalhar (d). A flexibilidade do material que constitui os dedos torna possível o movimento de flexão, sendo que nas juntas há apenas as fitas que simulam os tendões do dedo humano. Após encaixada, a peça é revestida para trazer um elemento temático com sensação de viscosidade, simulando uma mão monstro (e).

Figura 39: Teste com Brinquedo a) Brinquedo com mão aberta; b) Brinquedo com mão fechada; c) Sistema; d) Mola interna; e) Revestimento da peça



Fonte: elaborado pelo autor.

c) Bebionic: Também foi realizada uma análise nos padrões de pega da prótese da marca Bebionic, que é líder de mercado. O nível de controle dado pelos sensores EMG geralmente é limitado a apenas a alguns comandos diferentes

que não podem ser executados simultaneamente, por isso as próteses oferecem movimentos pré-programados. Na Bebionic, o usuário pode escolher entre quatorze padrões de pega diferentes (HUSSEIN, 2014). Porém, para fins deste trabalho foram isolados os padrões mais básicos (Figura 40), também presentes em próteses como Hackberry e Open bionics. Esses padrões servem como guia para o desenvolvimento do projeto dos dedos.

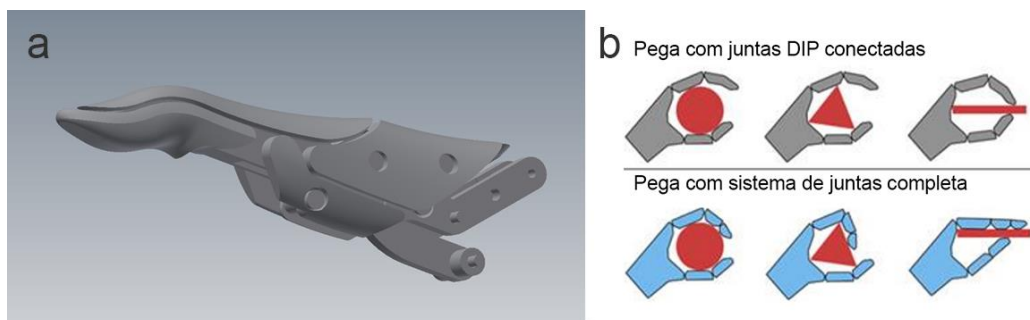
Figura 40: Prótese da Bebionic



Fonte: Elaborado pelo autor

- d) Hackberry: nessa prótese, o sistema de acionamento da mão ocorre através de mecanismos. Seguindo a lógica de uma manivela, cada peça é localizada nas juntas da mão prostética. O servo aciona e a primeira que desencadeia o acionamento das seguintes apresenta uma mola de torção localizada nas juntas PIP para auxiliar o retorno do dedo a posição inicial. As juntas DIP (Figura 41 – a) não existem nesse caso, simplificando a montagem e reduzindo o número de componentes. O ponto negativo de utilizar esse tipo de dedo é uma pega menos eficaz, como visto na Figura 41 – b, retirada do site OpenHand (2017) no qual compara ambas as soluções.

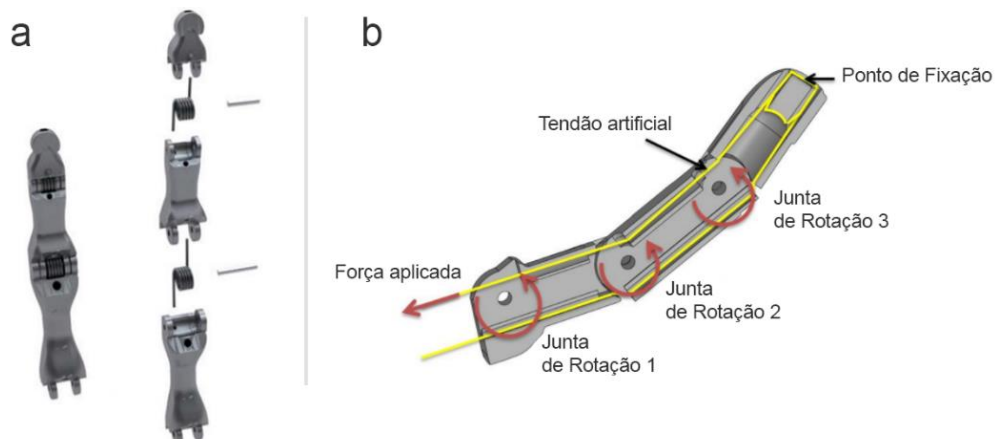
Figura 41: Análise de dedos a) Dedo da prótese Hackberry; b) Tipos de pegas



Fonte: OpenHand, 2017

e) Vanderbilt e Hussein: Essas mãos são robóticas e por isso diferem dos outros casos apresentados. Seus motores são alocados no antebraço e sua concepção estrutural ocorre mais livremente. No entanto vale ressaltar essas mãos por suas engenhosidades. No caso da mão de Vanderbilt, para abrir os dedos, molas foram implementadas em cada junta (Figura 42 - a). Quando a tensão é liberada nas cordas (tendões), essas molas retornam o dedo para a posição inicial de abertura. Já na mão de Hussein (b), o dedo é dividido em três partes e em cada junta há um pino para possibilitar seu movimento. Uma corda de pesca é passada por um sistema de canais em cada dedo. Nas pontas há dois buracos para dar uma volta com a corda, tornando aquele o seu ponto de fixação. Enquanto o segundo ponto de fixação ocorre em cada lado de um disco acoplado no servo, quando ocorre a rotação (de 180 graus), um lado da corda tensiona e o outro relaxa. Em ambos os casos há um movimento muito rápido no abrir e fechar dos dedos (HUSSEIN, 2014).

Figura 42: Análise de juntas a) Molas nas juntas da mão de Vanderbilt; b) Mão de Hussein



Fonte: Hussein, 2014

6.2 FUNCIONAMENTO DO PRODUTO

Esse tópico possui como objetivo descrever como cada componente da prótese foi criado, justificando toda tomada de decisão e escolha. Novamente, é feita uma análise bibliográfica para auxiliar no desenvolvimento, em conjunto com conversas e validações de especialistas.

6.2.1 Modelagem CAD

Todos os componentes, inclusive motores e cabeçotes, foram modelados em um software CAD, no intuito de verificar a viabilidade dos encaixes e mecanismos. A seguir, são apresentados todos os processos de construção e escolhas para a prótese transradial de baixo custo com sensores de eletromiografia.

6.2.2 Escaneamento 3D

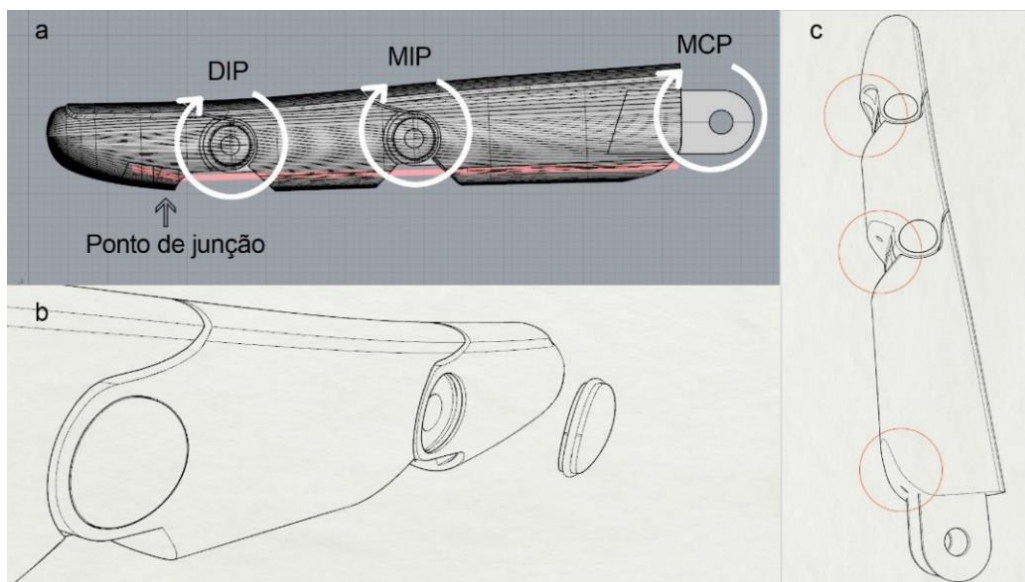
Essa etapa foi realizada para que, durante a modelagem, houvesse uma referência anatômica presente. Foi escaneado um braço humano dos dedos até o cotovelo, no apêndice L é possível visualizar fotografias do processo. Foi utilizado o escâner 3D da marca Artec, modelo EVA. Com esse arquivo, conforme o desenho fosse tomando forma, sempre haveria uma possibilidade de verificar o conceito de “semblante humano” na estética. Desse escaneamento, também se obteve curvas seguindo a forma humana, as quais auxiliaram a construção de algumas superfícies e componentes, descritos a seguir.

6.2.3 Dedos

Todos os dedos são constituídos de três partes, conectadas em três pontos de junção por pinos de aço. Os pinos podem ser comprados em lojas especializadas de construção ou também podem ser substituídos por pinos de cutelaria feitos de latão, que são fáceis de se encontrar e disponibilizados em diversos tamanhos. O tendão artificial dá uma volta na ponta do dedo criando um ponto de fixação (Figura 43 – a). Então, é a partir desse ponto que se inicia o movimento. A dimensão do furo foi definida em 2,40 mm de diâmetro, podendo ser expandida até para 2,60 mm com uma broca. O furo aceita pinos de comprimento de 9 a 10 mm, com exceção do dedo mínimo, no qual o comprimento se limita de 8 a 9 mm. Essa margem de 1 mm é deixada no intuito de facilitar a montagem do produto. Ao final da montagem da junção (Figura 43 – b), o pino é coberto por um cilindro com a forma do dedo e fixado por pressão (dado através de um relevo em torno do cilindro). Dessa maneira o pino se mantém firme e possibilita o movimento rotacional. Em cada parte, há um vinco nas juntas para possibilitar o movimento de rotação (Figura 43 – c). O corte foi desenhado

de maneira que cada parte gire no máximo 90 graus até parar batendo no corte seguinte, no entanto o corte da primeira parte possui uma abertura maior para facilitar a fixação do tendão artificial. O dedo possui três graus de liberdade, comparado ao humano, o quarto grau é o movimento na falange proximal, que é perpendicular aos outros movimentos. Nenhuma das próteses analisadas possui esse grau de liberdade, pois quando o dedo é conectado à palma, é necessário se manter fixo para garantir a rotação das juntas.

Figura 43: Dedos #1 a) Pontos de junção; b) Cilindro; c) Vincos



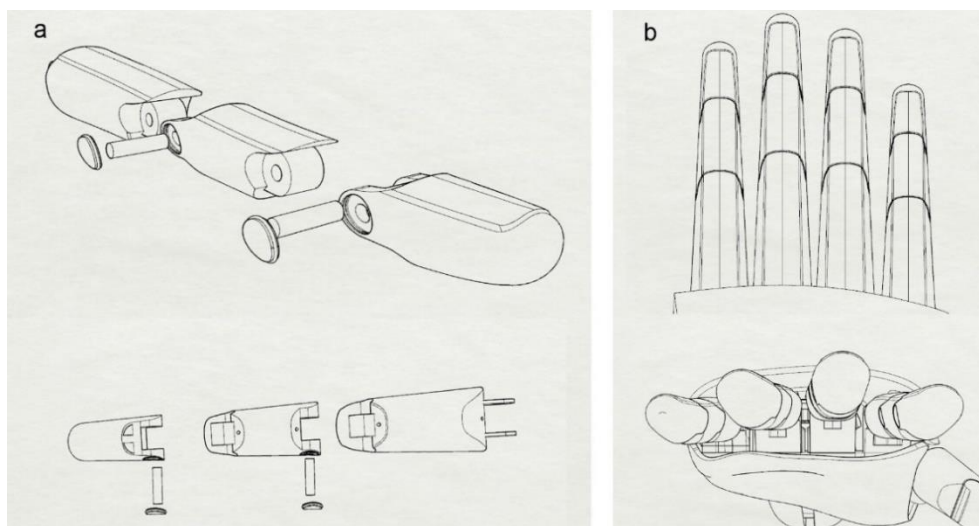
Fonte: elaborado pelo autor.

Durante os experimentos com o especialista (engenheiro de computação), foram utilizadas cordas de guitarra para entender o movimento de puxar dos servos. Essa escolha foi estipulada pela elasticidade presente nessas cordas, no entanto para definir o que será utilizado no trabalho, os similares foram revisitados. A empresa OpenBionics indica utilizar em sua prótese a linha de pesca vendida em sua página online. Já o braço robótico de Hussein (2014) utiliza um modelo de fio de pesca com elevada resistência e baixa deformação. Portanto, para entender melhor sobre esse tipo de fio e descobrir o modelo que se encaixa nesses parâmetros, foi realizada uma visita a uma loja de pesca. Ao conversar com o especialista e expor o sistema do trabalho, é apontado como ideal o fio de pesca multifilamento, pois, esse modelo possui como destaque a sua elasticidade mínima, evitando a deformação da linha estando sob frequentes solicitações de forças, além de a sua elevada resistência. No

geral, estes fios são fáceis de se encontrar e possuem preços acessíveis. O especialista de pesca afirma que a linha de pesca de nylon se esticaria ao longo do tempo, levando a uma perda de tensão que afetaria negativamente os movimentos dos dedos. O tendão artificial percorre cada parte dos dedos, por canais de 0,80 mm. Esta dimensão foi estabelecida por aceitar diversos tipos de diâmetros de linha. No entanto, de acordo com o especialista da loja o quanto menor for a linha menor, será sua resistência. Há também o suporte criado durante o processo de impressão 3D por FFF (Fused Filament Fabrication), durante a produção de formas complexas. Devido a isso, podem ser utilizadas brocas com diâmetros de 0,50 mm de até no máximo 0,90 mm para remover o suporte. Todos os canais foram elaborados de maneira para a utilização das brocas. Quando os servos puxam os tendões artificiais, forças rotacionais são aplicadas nas juntas, realizando o movimento de fechar. Já quando o servo retorna à posição inicial, para auxiliar o retorno dos dedos são dispostas três molas de torção pequenas, localizadas em cada junta de cada dedo. Esta mola é apontada como necessária para o retorno rápido e firme na mão robótica de Vanderbilt, sendo a referência para essa tomada de decisão.

As dimensões foram baseadas nos levantamentos de Lida (2005) sobre as dimensões das mãos humanas brasileiras, apresentados anteriormente. Todavia, algumas dimensões foram ampliadas para facilitar os movimentos dos mecanismos. O escaneamento 3D do braço humano também foi utilizado para comparar e ter certeza de que as dimensões e formas não fujam do conceito de “semblante humano”. Há um relevo presente no topo do dedo para dar destaque e estabelecer um diferencial da parte inferior. Esse detalhe é repetido em outros componentes da prótese para reforçar uma linguagem visual única, tornando o produto semelhante, embora tenha formas complexas. A seguir, a Figura 44 – a apresenta o dedo explodido, suas junções e mecanismos. Já a Figura 44 – b mostra o conjunto dos dedos, todos com a mesma linguagem e com tamanhos diferentes, há também o posicionamento superior do dedo médio na figura inferior b reforçando esse conceito humano.

Figura 44: Dedos #2 a) Dedo explodido; b) Conjunto dos dedos



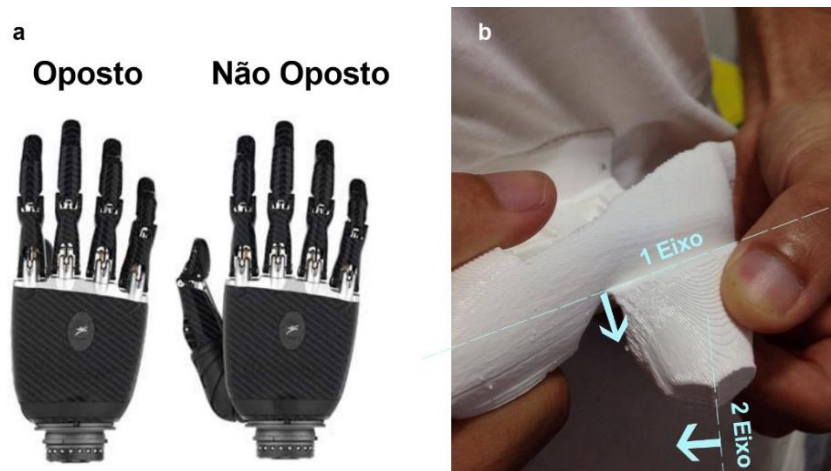
Fonte: elaborado pelo autor.

6.2.4 Polegar

Devido ao polegar possuir maior complexidade que os outros dedos, foi realizada uma pesquisa em similares e artigos para buscar a solução mais adequada dentro da proposta do trabalho. A prótese Bebionic possui um polegar ajustável nas posições “oposto” e “não-oposto” (Figura 45 – a) e somente uma junta (PIP). No entanto, apenas essa junta é ativada pela prótese. Se o usuário precisar acionar a posição “oposto”, ele deverá realizar a alteração manualmente (Myoelectric Bebionic 3, 2012). Essa necessidade externa levanta a questão da utilidade, pois em um caso como agarrar um objeto cilíndrico grande, o usuário teria que utilizar a mão não amputada para posicionar o polegar e, então, pegar o objeto, sendo que poderia simplesmente utilizar o braço não amputado (em modelos mais caros é possível automatizar o polegar). Esse sistema se torna útil em situações em que há a necessidade de ambas mãos fazerem o movimento de garra, como por exemplo ao realizar exercícios físicos na academia (funcionalidade destaque da bebionic). Já a prótese da marca Exiii, da análise de similares, possui apenas um grau de liberdade. Ao ser ativado, o polegar se encontra na posição “oposto”, perpendicular ao dedo indicador, portanto também serve como apoio ao movimento de força. Enquanto a OpenBionics, na qual foi confeccionada e testada, a sua prótese possui dois graus de liberdade. Há dois vincos no polegar, porém ao contrário dos dedos, esses vincos possuem ângulos diferentes entre si (Figura 45 – b). O primeiro abre o polegar em

direção à posição “oposto”, enquanto o segundo, em direção ao dedo indicador. Ao testar essa prótese, foi possível perceber que a posição da mão fechada parecia mais natural, contudo em seu movimento de pega fino o polegar não estava perpendicular ao indicador. Embora essa solução não ofereça tanta região de contato (firmeza) como a Exiii e Bebionic, ganha-se bastante com a estética humana, e ela permite a ativação de ambas as juntas através do sensor EMG.

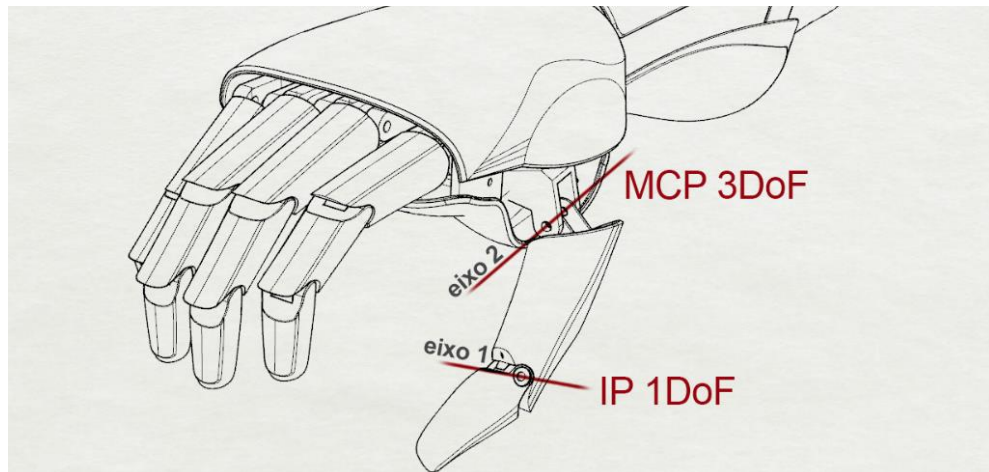
Figura 45: Análise Polegar a) Posições; b) Ângulos entre os eixos



Fonte: elaborado pelo autor.

Portanto, a solução para este trabalho seguiu a lógica da Openbionic, havendo apenas duas juntas com aberturas de ângulos diferentes. Dessa forma, o polegar se propõe a ter dois graus de liberdade, o PIP 1DoF e o MCP 3DoF (Figura 46), um para abrir o polegar em direção a posição “oposto” e o outro para o movimento de pega fino. Seu sistema de junta possui o mesmo princípio que o sistema dos dedos. Seu desenho foi criado com o objetivo de simular um polegar e esconder a junta fixada na estrutura. Vale ressaltar que embora todas soluções possuam pontos negativos, o propósito da prótese vai além de sua funcionalidade, para também passar o sentimento de completude e aliviar o trauma ocasionado devido ao acontecimento da perda de um membro (HUSSEIN, 2014).

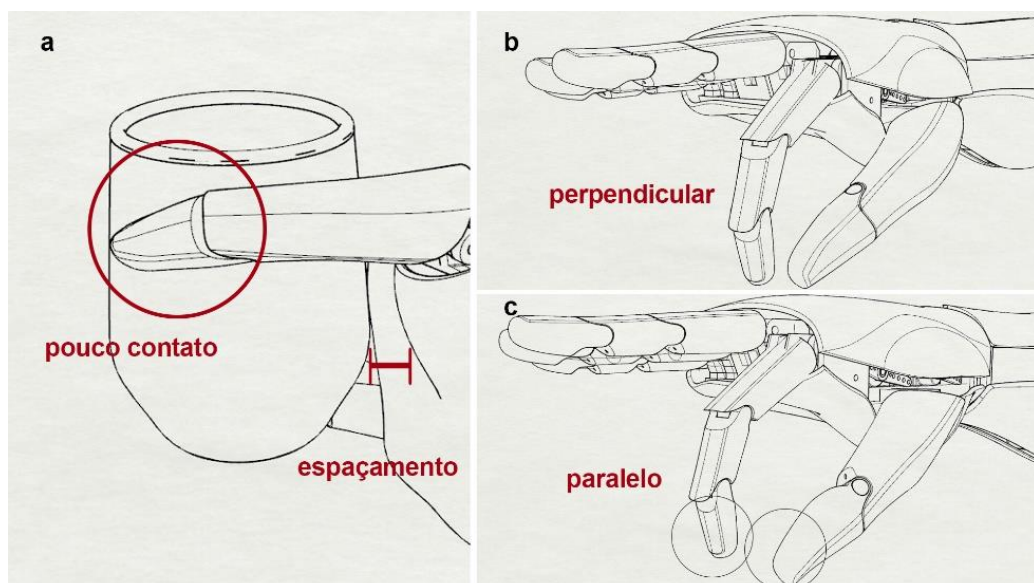
Figura 46: Polegar #1 Graus de liberdade do polegar



Fonte: elaborado pelo autor.

Simulações de pega foram realizadas dentro do software CAD, no intuito de verificar a posição e ângulos estabelecidos. Nesse teste, foi possível concluir que a posição estabelecida não utilizava muito da palma como suporte para agarrar objetos (Figura 47 – a), tendo apenas o polegar como barreira. Na Figura 47, é feita uma comparação de como o polegar seria erroneamente ativado (b), de maneira perpendicular, com como ele deveria ser ativado (c), de maneira paralela.

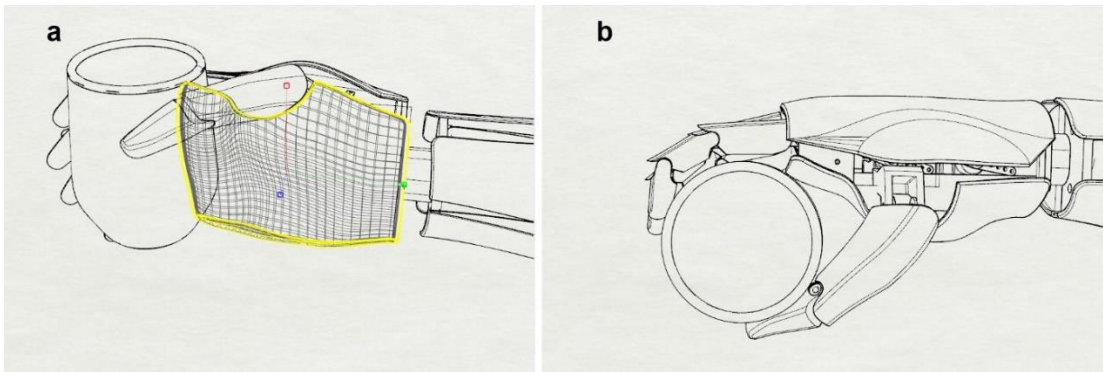
Figura 47: Polegar #2 a) Posição agarrando objetos; b) Ativação perpendicular; c) Ativação paralela



Fonte: elaborado pelo autor.

Devido a isso, a palma foi reduzida em seu maior eixo, assim aproximando mais os dedos do suporte da palma (Figura 48 – a). O polegar foi trazido mais próximo ao pulso para possibilitar à prótese a agarrar objetos maiores, e a diferença entre os ângulos dos eixos das articulações foi ampliada, levando o polegar mais perto da posição “oposto” (Figura 48 – b). Sua forma também é maior que as dos demais dedos, por servir como barreira aos quatro dedos ao realizar os movimentos da mão, portanto quanto maior seu tamanho, maior será a área de contato e por consequência a firmeza da pega.

Figura 48: Polegar #3 a) Suporte da palma; b) Prótese agarrando objetos maiores



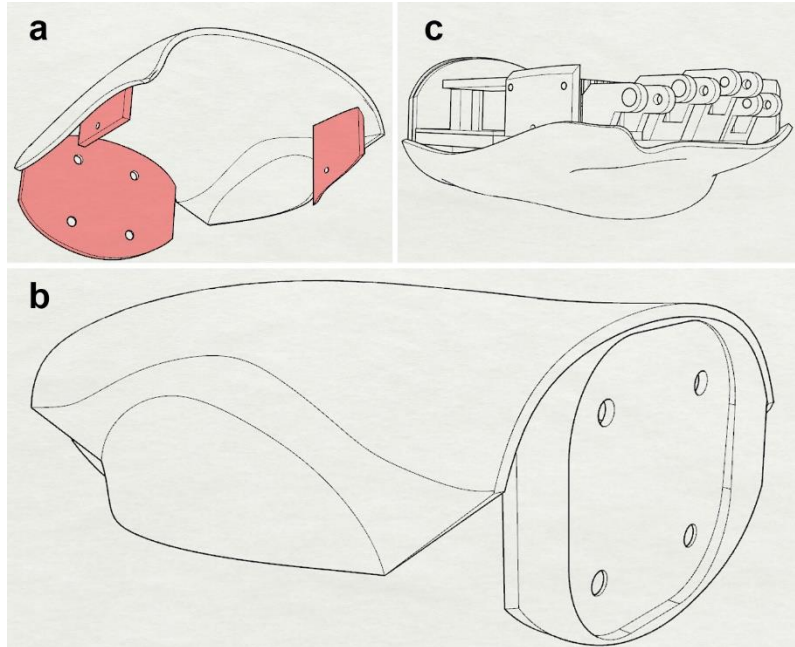
Fonte: elaborado pelo autor.

6.2.5 Palma

A construção da palma foi dividida em duas partes, superior e inferior. A parte superior possui a forma humana simplificada, com um detalhe (Figura 49 – a) acima, do polegar, no intuito de reforçar a mesma estética de relevo presente nos dedos. Essa parte é impressa com três abas (destacadas em vermelho na Figura 49 – a) para serem fixadas à estrutura. São duas abas laterais que se fixam direto na estrutura da prótese, enquanto a terceira aba é fixada junto ao pulso. Para dar o ângulo aconselhado pelas terapeutas ocupacionais, a aba conectada ao pulso possui um corte (Figura 49 – b) que, ao fixar força a palma a inclinar. Apenas um parafuso é utilizado em cada lateral, enquanto no pulso são quatro. A parte inferior (Figura 49 – c) foi criada com as sinuosidades da palma humana, dando destaque aos músculos do polegar que servem de apoio para os dedos ao realizar o movimento de agarrar um objeto. A impressão 3D dessa parte é construída em conjunto com a estrutura interna da prótese. Essa parte possui apenas uma aba de fixação ao pulso, com a

mesma estratégia de inclinação que a superior. Foi dada uma inclinação de dois graus na palma em relação ao pulso e uma inclinação de dois graus nos dedos em relação a palma, com o objetivo de auxiliar durante o movimento de pega.

Figura 49: Palma a) Parte superior; b) Corte na aba conectada ao pulso; c) Parte Inferior



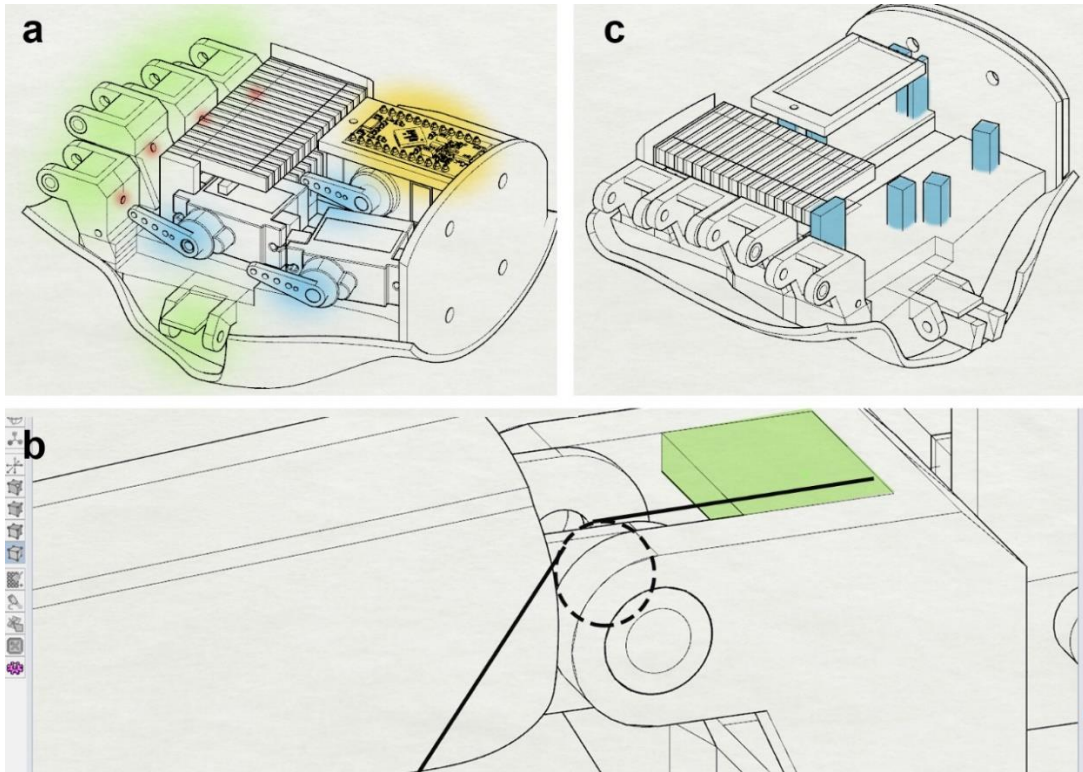
Fonte: elaborado pelo autor.

6.2.6 Estrutura

A estrutura faz parte da parte inferior da palma, sendo confeccionada conjuntamente. A montagem da prótese começa pelos dedos e em seguida por esse componente. Primeiramente se conecta todos os dedos às torres de fixação destacadas em verde na Figura 50 – a. Essas torres foram desenhadas com apenas um furo para fixar o pino, seguindo o mesmo princípio de fixação do pino dos dedos. Há um “telhado” (em verde na Figura 50 – b) desenhado no topo de cada torre, com o objetivo de servir de apoio para a mola de torção. Há um furo passante em cada torre com o objetivo de guiar o tendão artificial para o engate do servo (destacados em vermelho na Figura 50 – a). O engate utilizado é um dos padrões de cabeçotes oferecidos juntos aos servos e também são fáceis de se encontrar (destacados em azul na Figura 50 – a). Há sobressaltos na estrutura (em azul na Figura 50 – c) que posicionam os servos e realizam sua fixação por dois parafusos. O micro arduino está

destacado em amarelo, sua fixação na estrutura ocorre por pequenos parafusos nos furos presentes no próprio desenho do microcontrolador.

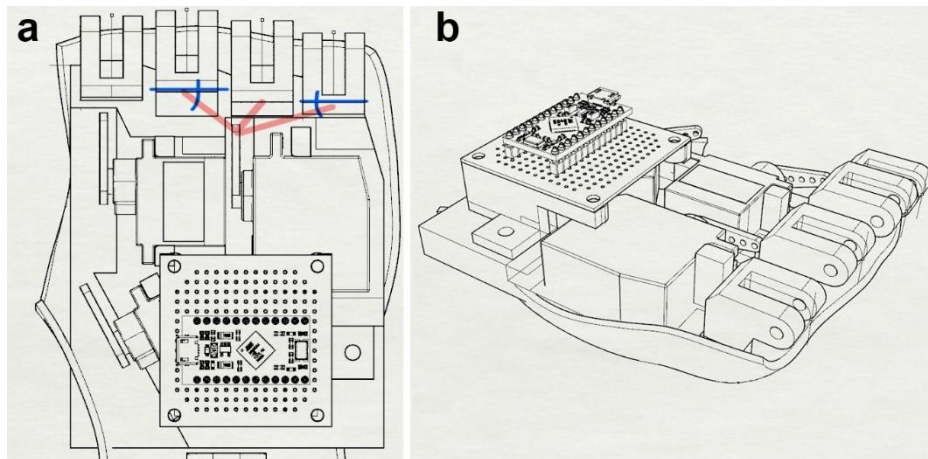
Figura 50: Estrutura Sistemas a) Torres de fixação; b) Telhado para mola de torção; c) Sobressaltos para posicionamento dos servos



Fonte: elaborado pelo autor.

Para estratégia da conexão dos três dedos (médio, anelar, mínimo), foram consultados dois especialistas, em controle e automação e em mecânica. Referiu-se a proposta dos fios saírem de suas respectivas torres conectados direto ao servo (Figura 51 – a), no entanto, em conformidade com a opinião dos especialistas, esse sistema precisaria de um ângulo maior entre os fios do dedo médio e mínimo (ângulo em azul e fios em vermelho na Figura 51 – a). Posicionar o servo mais longe das torres reduziria esse ângulo, porém aumentaria o comprimento da palma. Nesse sistema também há a utilização de uma PCB (Figura 51 – b), no entanto, de acordo com o especialista em controle e automação, não há a necessidade para isso, já que é possível conectar o regulador de tensão ao decorrer do fio da bateria ao invés de conectar ao PCB.

Figura 51: Estrutura fios a) Fios conectados diretamente ao servo; b) Uso de PCB



Fonte: elaborado pelo autor.

Por isso, o especialista em mecânica propõe o desenvolvimento de um sistema que possibilitasse o movimento de pega natural dos dedos. O sistema de três fios indo para um mesmo ponto faz com que os dedos seguintes parem no momento em que um deles encontra uma barreira (Figura 52 – a), enquanto a pega natural humana permite que os dedos copiem a forma que está sendo agarrada (Figura 52 – b). Dentro dos similares, apenas as próteses que dispõem de acionamento individual para cada dedo permitem que a pega natural ocorra. Devido a isso, a proposta do sistema mecânico de um motor para acionar múltiplos dedos, de maneira natural, é desafiadora dentro do que foi pesquisado e analisado.

Figura 52: Análise de pega a) Simulação do sistema de três fios; b) Pega natural humana

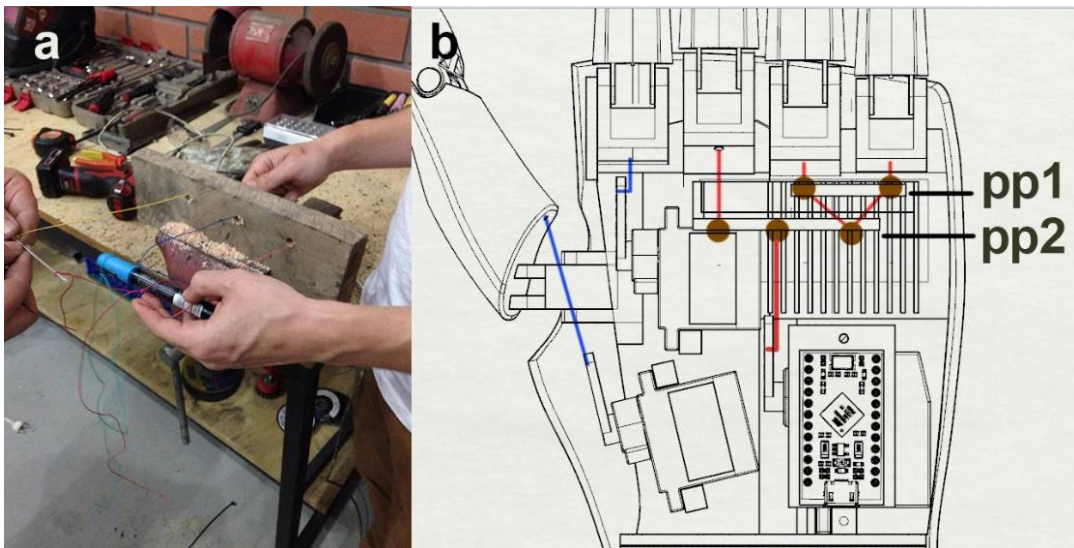


Fonte: elaborado pelo autor.

Por esse motivo, foram realizadas simulações com estruturas de madeira em escala maior para validar a proposta (Figura 53 – a), que se estabeleceu em dois pinos

(pp1 e pp2), dividindo o acionamento entre os três dedos. Conforme mostrado na Figura 53 – b, os fios do anelar e do mínimo se encontram em cada ponta do pp1, esse então é direcionado para uma ponta do pp2 junto ao fio do dedo médio. Por fim, ao centro do pp2 sai o fio que é conectado ao cabeçote do servo. Ao contrário dos outros dedos, em que os fios são conectados no primeiro furo do cabeçote, para os três dedos o fio deve ser conectado ao terceiro furo. Caso contrário, o pp2 sairá de seu suporte e baterá contra o servo. A utilização do servo com maior torque possibilita o acionamento desse sistema. Segundo o especialista em mecânica, o suporte dos pinos deve ser feito em filetes, pois diminuem o atrito, facilitando o movimento. Após conectar os fios, é colocado um suporte superior, também em filetes (Figura 53 – b), fixado através de dois parafusos laterais.

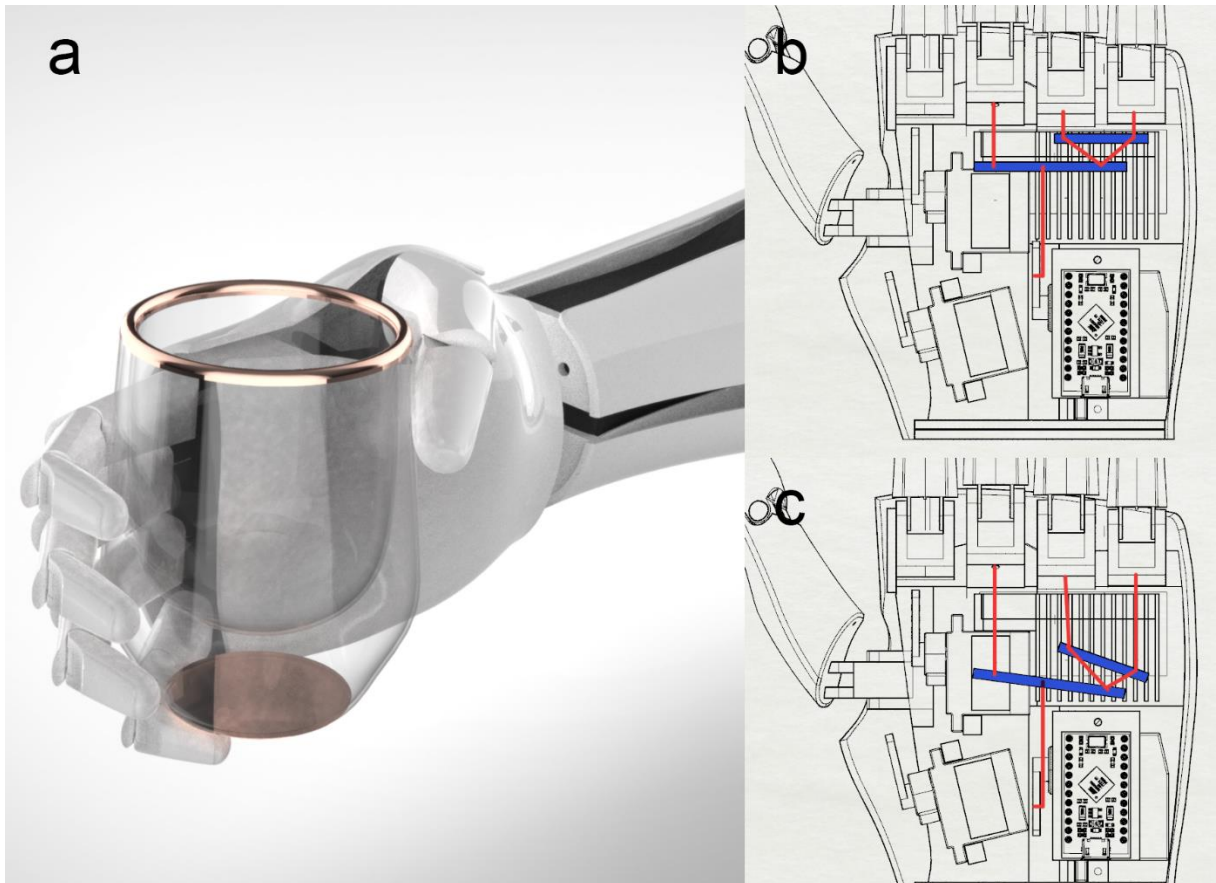
Figura 53: Validação a) Validação da proposta; b) Sistema de acionamento



Fonte: elaborado pelo autor.

Na Figura 54 é possível entender como ficaria o sistema ao pegar uma xícara de vidro. Os pinos param quando determinado dedo encontra uma barreira ao seu movimento. Como a xícara se torna estreita na sua base (Figura 54 – a) os dedos anelar e mínimo estendem seus movimentos em relação ao dedo médio. A Figura 54 – b demonstra o sistema em repouso, enquanto na Figura 54 – c é possível visualizar como o sistema se acionaria ao pegar a xícara.

Figura 54: Demonstração do sistema a) Render da prótese pegando uma xícara; b) Sistema de acionamento em repouso; c) Sistema de acionamento ativado.

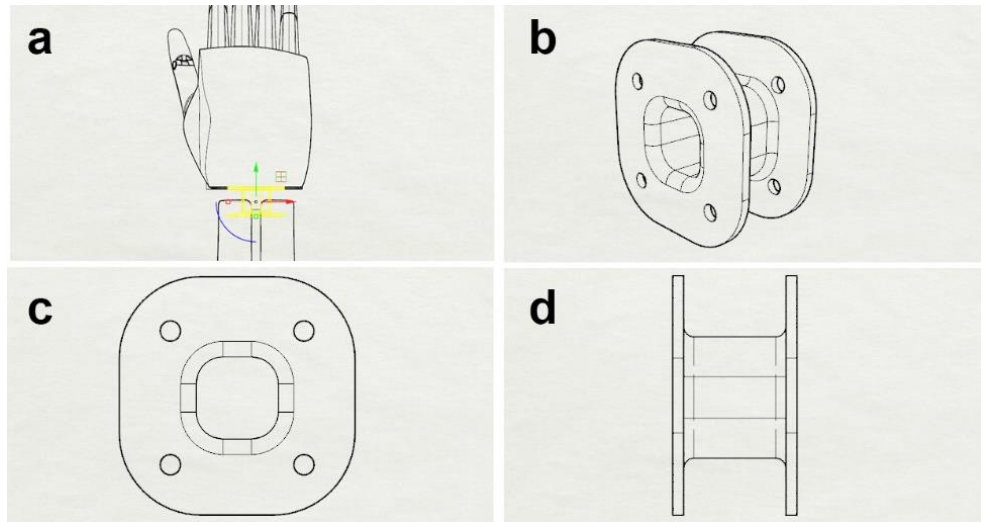


Fonte: elaborado pelo autor.

6.2.7 Pulso

O pulso é fixo realizando a união entre a palma e o antebraço (Figura 55 – a). Seu desenho é arredondado nas bordas (Figura 55 – b) devido ao formato elíptico das formas que une. Sua fixação foi desenvolvida pensando na estética proposta do trabalho, de não ser uma prótese “mecânica”, evitando dessa maneira fios e parafusos aparentes. Por essa razão, a palma é fixada dessa maneira no pulso, a fim de esconder os parafusos de encaixe. O pulso também possui um furo passante ao centro para ser possível transferir os fios da mão para o bolsão no antebraço (Figura 55 – c e d). De acordo com o especialista em controle e automação, o regulador de tensão, necessário aos motores, pode estar localizado ao decorrer de seu próprio fio e revestido com material termoretrátil, para evitar que sua forma apareça por dentro do pulso.

Figura 55: Pulso a) União da palma e antebraço; b) Bordas arredondadas; c) Furo passante; d) Lateral

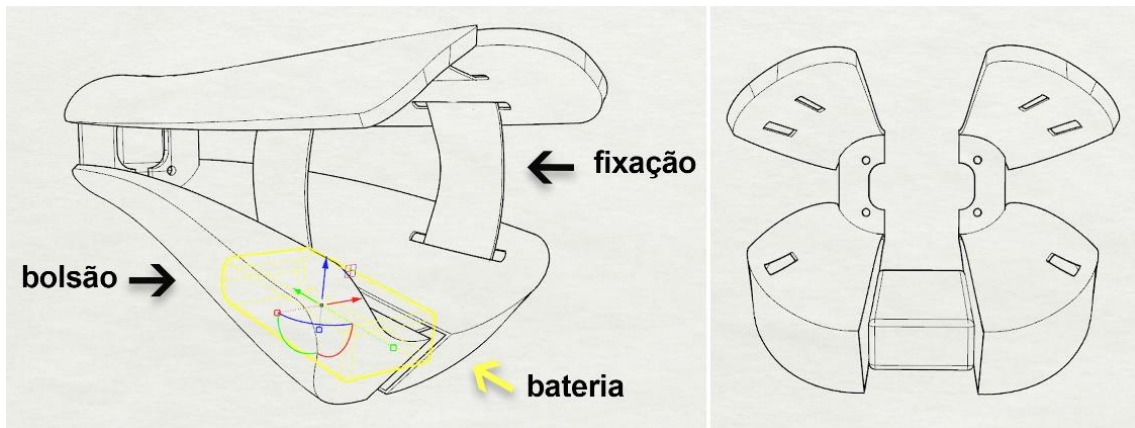


Fonte: elaborado pelo autor.

6.2.8 Antebraço

Para criar as formas anatômicas, foram retiradas curvas do escaneamento 3D e então simplificadas. As dimensões foram estabelecidas tendo como referência o modelo escaneado e comparando com o antebraço da prótese da marca Exiii (disponível para download por ser de código aberto), no qual também se propõe a uma fixação generalista para todos os tipos de amputação transradial. Durante o processo de criação do antebraço, algumas alterações foram realizadas no sketch da alternativa final, devido a algumas novas tomadas de decisões. A ideia de criar um compartimento com porta para acomodar a bateria se mostrou demasiadamente espaçosa, além de aumentar o número de componentes, complexidade na produção e maneabilidade. Portanto, surgiu a solução de utilizar a própria fixação da prótese como fixação para a bateria, criando um bolsão na parte inferior do antebraço (Figura 56). A prótese continuou sendo dividida em duas partes, como a proposta do sketch final, porém há um novo corte vertical criado para facilitar a fixação da prótese ao coto do usuário.

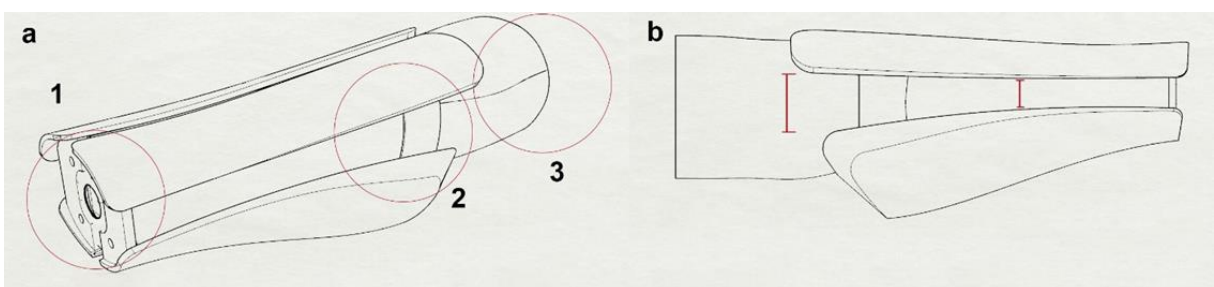
Figura 56: Encaixe antebraço



Fonte: elaborado pelo autor.

Há três pontos de fixação do antebraço (Figura 57 – a): pulso (1), proximal (2) e bíceps (3). O primeiro ponto conecta as duas partes ao pulso, utilizando quatro parafusos para a fixação. Já a região proximal consiste em uma fita elástica que passa em vãos criados nas quatro abas do antebraço. Esses vãos foram reforçados para prevenir fraturas nas formas. Cada aba, então, copia a forma do coto do usuário, por isso o corte vertical foi criado contemplando todas as possíveis deformações causadas pela amputação. Como pode ser visto na Figura 57 – b, ao final do corte horizontal há uma abertura na forma do bolsão, no intuito de facilitar o ajuste realizado pelo usuário e ao final podendo esconder o que sobrou da fita por baixo de uma das abas. Essa fixação é localizada na região proximal com o objetivo de contemplar todos os casos da amputação transradial. Por final, a fixação no bíceps é a segunda conexão entre o usuário e a prótese, para garantir firmeza durante o uso. Uma fita de velcro é costurada ao tecido e ajustada conforme gosto do usuário. Todavia, se a amputação do usuário for distal, o tecido se torna opcional devido ao coto estar envolvido por todo o antebraço.

Figura 57: Antebraço a) Pontos de fixação do antebraço; b) Abertura horizontal



Fonte: elaborado pelo autor.

Durante a seleção de alternativas com terapeutas ocupacionais, foi apresentado como referência o tecido Liner, da Ottobock. No entanto esse tecido se propõe a dar conforto ao coto sendo bem justo à sua forma, podendo ser utilizado apenas de maneira opcional por não ser possível conectar ao antebraço da prótese. Assim sendo, foi realizada uma visita a uma costureira que realiza ajustes e confecciona diversos tipos de roupas. Durante a conversa, foram apresentadas as adversidades do trabalho e a necessidade do tecido se encaixar junto ao pulso, pelos quatro parafusos. A especialista indicou o Nylon, por ser fácil de se comprar e confeccionar. Além de possuir características de leveza, resistência e não absorver umidade. De acordo com o livro “Textiles for Sportswear” (2015), as fibras sintéticas amplamente utilizadas para esportes são o nylon e o poliéster. Sendo o nylon mais forte que o poliéster, tendo como propriedades: elasticidade, suavidade, conforto e ser fácil de se cuidar.

A bateria lipo é alocada no bolsão (Figura 57), sendo mantida firme pela fita elástica do segundo ponto de fixação, por isso há espaço horizontal no bolsão para a bateria não travar o movimento de copiar das abas inferiores. Já o sensor de EMG vai estar disposto de acordo com o nível de amputação do usuário por debaixo do tecido. Essa versatilidade se dá devido a suas faixas de valores facilmente configuradas, com base na programação apresenta - visto que o sinal pode variar de acordo com a fisionomia ou região muscular. O visual do antebraço segue a proposta dos outros componentes, tendo como referência a forma humana e o detalhe em relevo localizado no bolsão reforçando uma estética de conjunto a todas as partes do produto.

6.3 ESTRATÉGIA DE IMPRESSÃO

Foi consultada uma empresa que presta serviços de impressão 3D e descoberto que o processo por SLS possui um preço mais elevado que por FFF, porém a precisão e a qualidade são maiores. O processo por FFF tem como desafio a remoção do suporte criado para criar formas complexas. Devido a isso, esse tópico tem como objetivo estabelecer a orientação indicada para a impressão de cada componente da prótese, dessa forma facilitando o processo de manufatura e remoção de suporte.

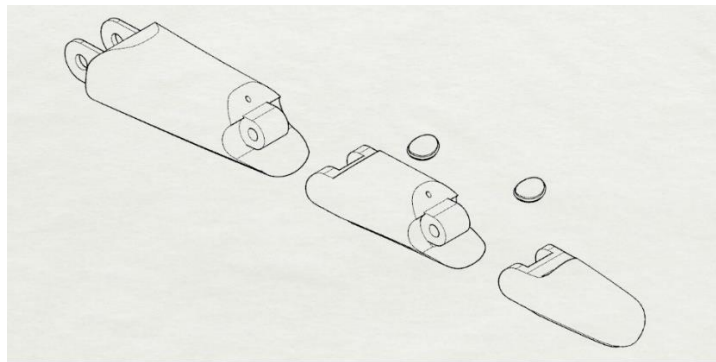
O material indicado para a confecção da prótese é o ABS, pois possui uma leve flexibilidade comparado ao PLA, permitindo pequenas deformações e flexões, o que é bom para peças que serão montadas e encaixadas. Além de possuir características como resistência ao impacto e a elevadas temperaturas (IMPRESSÃO3D, 2017).

6.3.1 FFF

As dimensões limites de impressão podem variar conforme o modelo de máquina e marca. Por isso, cada componente foi exportado no formato STL separadamente, tornando possível durante a confecção dispor cada parte conforme as limitações da máquina e tempo de impressão.

A estratégia de impressão dos dedos e polegar dispõe cada componente com sua parte superior virada à mesa de impressão (Figura 58). Dessa forma não será criado suporte ao confeccionar os cortes das juntas que permitem o movimento dos dedos.

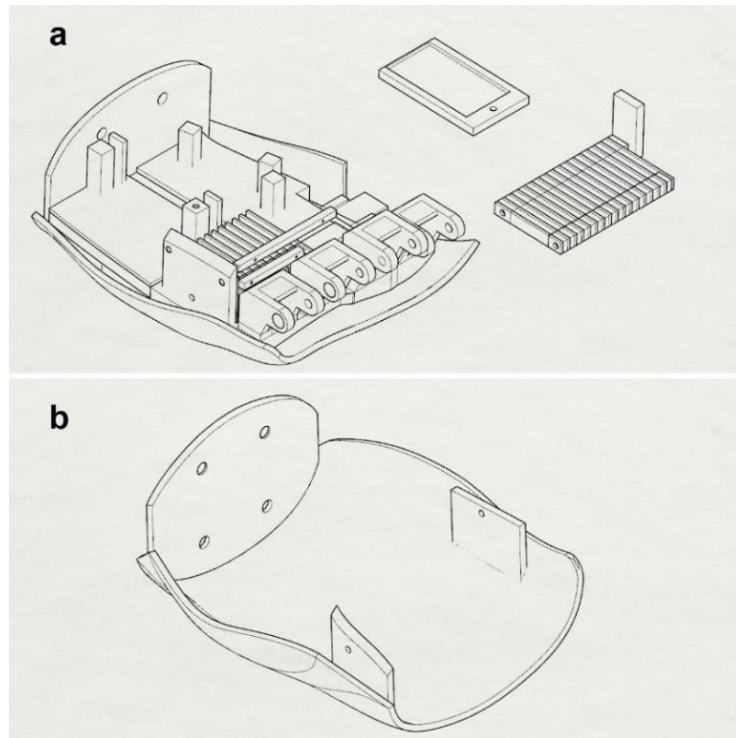
Figura 58: Estratégia de impressão dos dedos



Fonte: elaborado pelo autor.

A palma inferior é disposta de maneira que evite a criação de suporte na estrutura interna. Não obstante, há mais dois componentes que fazem parte da estrutura e são montados separadamente, a fixação superior dos pinos e a fixação do micro arduino (Figura 59 – a). Já a palma superior tem sua casca exterior voltada à mesa, dessa maneira há uma maior área do componente em contato evitando a necessidade de criar mais suporte (Figura 59 – b). Vale ressaltar que sempre haverá uma atenção maior as partes expostas dos componentes, portanto mesmo sem criar suporte nessa área teria a necessidade de dar um acabamento.

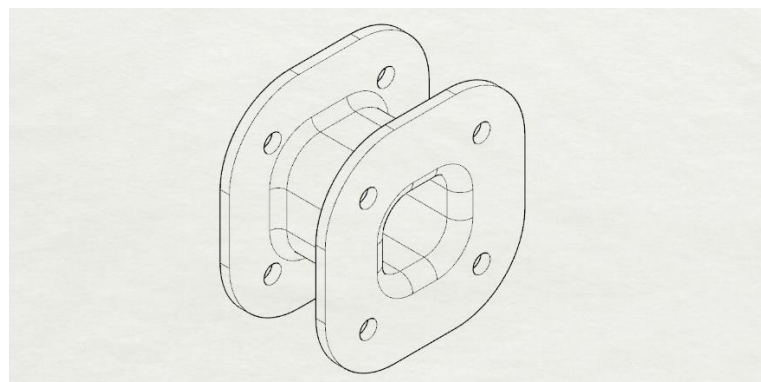
**Figura 59: Palma impressão a) Estratégia de impressão da palma inferior;
b) Estratégia de impressão da palma superior**



Fonte: elaborado pelo autor.

O pulso é aconselhado a ser disposto paralelo à mesa. Dessa forma suas abas são construídas sem perturbações, enquanto no furo passante haverá suporte (Figura 60). Se for disposto de maneira perpendicular, o furo passante é criado sem problemas, no entanto haverá uma enorme criação de suporte para a aba que não estaria em contato com a mesa.

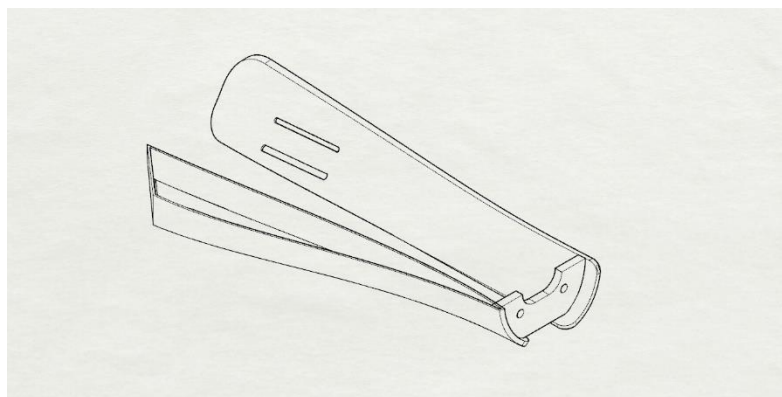
Figura 60: Estratégia de impressão do pulso



Fonte: elaborado pelo autor.

A estratégia para o antebraço consiste em valorizar da melhor maneira possível a confecção do bolsão, devido à sua forma complexa com cantos estreitos. Por essa razão, esse componente fica disposto com a parte oca do bolsão voltada para cima (Figura 61).

Figura 61: Estratégia de impressão do antebraço



Fonte: elaborado pelo autor.

7 APRESENTAÇÃO DO PRODUTO

O produto já vem sendo apresentado ao decorrer das etapas anteriores. Portanto, esse tópico possui como objetivo analisar tudo que já foi realizado, através de levantamento de custos, avaliação com especialista, detalhamento técnico geral e, por fim, simulações visuais do produto.

7.1 CUSTO

Ao final do trabalho, foram realizados um levantamento de todos os componentes comprados e feito um orçamento com uma empresa que presta serviços de impressão 3D, para se ter uma noção do preço de fabricação final da prótese. A seguir, a Tabela 05, demonstra os valores das compras efetuadas durante o decorrer do trabalho.

Tabela 05 – Orçamento dos componentes

Modelo	Custo
Servo ES9258	~ 80 BRL
2xServo MG90S	~ 26 BRL
Sensor EMG Sparkfun	~ 40 USD
Micro Arduino	20 ~ 30 BRL
Fios (jumpers, extensores e termo retrátil)	~ 36 BRL
4xParafusos \varnothing 4mm	-
11xParafusos \varnothing 2mm	-
2xParafusos \varnothing 1mm	-
1xRegulador de tensão	~ 2 BRL
Bateria Lipo	~ 80 BRL
Recarregador da Bateria	~ 45 BRL
Impressão 3D em ABS (FFF)	~ 900 BRL
Fixação (Nylon, Elástico, Velcro)	~ 100 BRL
Total	~ 1.398 BRL

Fonte: elaborado pelo autor.

Na compra do sensor EMG, a conversão do dólar somada à taxa de compra no exterior totalizou 135,00 reais (R\$135,00). Os parafusos foram retirados da conta por terem um custo ínfimo em comparação aos outros produtos. Vale ressaltar, que para esse trabalho, o custo total foi maior devido ao cálculo de frete das compras online. Todos os valores são aproximados, pois o seu valor na internet pode variar em torno do que foi comprado. O preço dos componentes também varia dependendo da localização geográfica, ou seja, onde está sendo construída a prótese.

Por fim, retoma-se mais uma vez a análise de similares. A prótese da Open Bionics possui o preço de mercado de três mil dólares. Esse valor pode ser elevado pelo uso de cinco atuadores lineares e também o custo de mão de obra para a produção. A prótese da marca Exiii está no preço de duzentos dólares, o que indica que esse preço talvez esteja relacionado com o custo de fabricação sem incluir a mão de obra. Também vale ressaltar que no Japão, (país em que a prótese foi feita), componentes eletrônicos tendem a ser mais disseminados e com melhores preços. Já em relação à Bebionic, líder de mercado, não é possível saber seu preço sem consulta médica. No entanto, através de um relato online, um usuário afirma que comprou a prótese por trinta mil dólares, e que esse preço pode variar conforme as funcionalidades da prótese (BIONIC HAND, 2017).

Portanto, conclui-se que o custo para a produção dessa prótese está competitivo dentro dos similares. No entanto, o valor final pode aumentar adicionando o custo de mão de obra, mas vale levar em consideração que há, além da estética, a possibilidade de personalização em baixo custo.

7.2 AVALIAÇÃO DE PROFISSIONAL DA ÁREA DA SAÚDE

A avaliação foi realizada através de um questionário online com a terapeuta ocupacional, que acompanhou o desenvolvimento do trabalho desde seu início. Sua opinião é de suma importância, por ter um contato íntimo tanto com o paciente quanto com o produto. Antes das perguntas serem apresentadas, foi feita uma introdução aos sistemas de fixação da prótese e uma breve explicação do seu sistema mecânico.

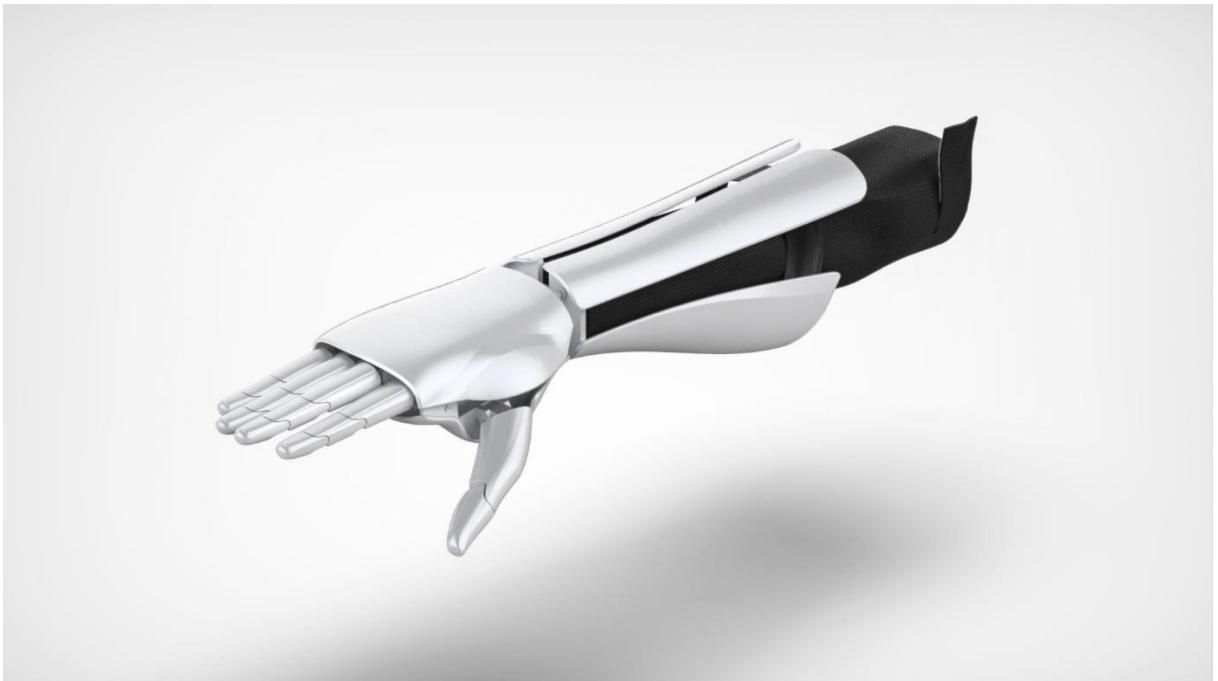
Todas as perguntas eram de escala linear (apresentadas no Apêndice M), questionando se determinado requisito foi pouco atendido (1) ou muito atendido (5). O foco das perguntas se manteve na fixação, estética (semblante humano), pega,

personalização e conforto. Essas perguntas se delimitaram a esses assuntos, por serem o foco do trabalho de reabilitação do usuário e aprendizado do uso da prótese.

7.3 RENDERS

A Figura 62 a seguir, é uma simulação da prótese montada e finalizada com acabamento e pintura. O ABS, após impressão, pode ser lixado para obter a superfície lisa e, então, pode-se passar um *prime* para acabamento. Também há a opção de pintura no final desse processo, conforme preferência do usuário. Na prótese da marca Exiii, após dado o acabamento é realizado uma adesivagem na superfície da prótese, permitindo atribuir aparência brilhosa ou fosca.

Figura 62: Prótese final

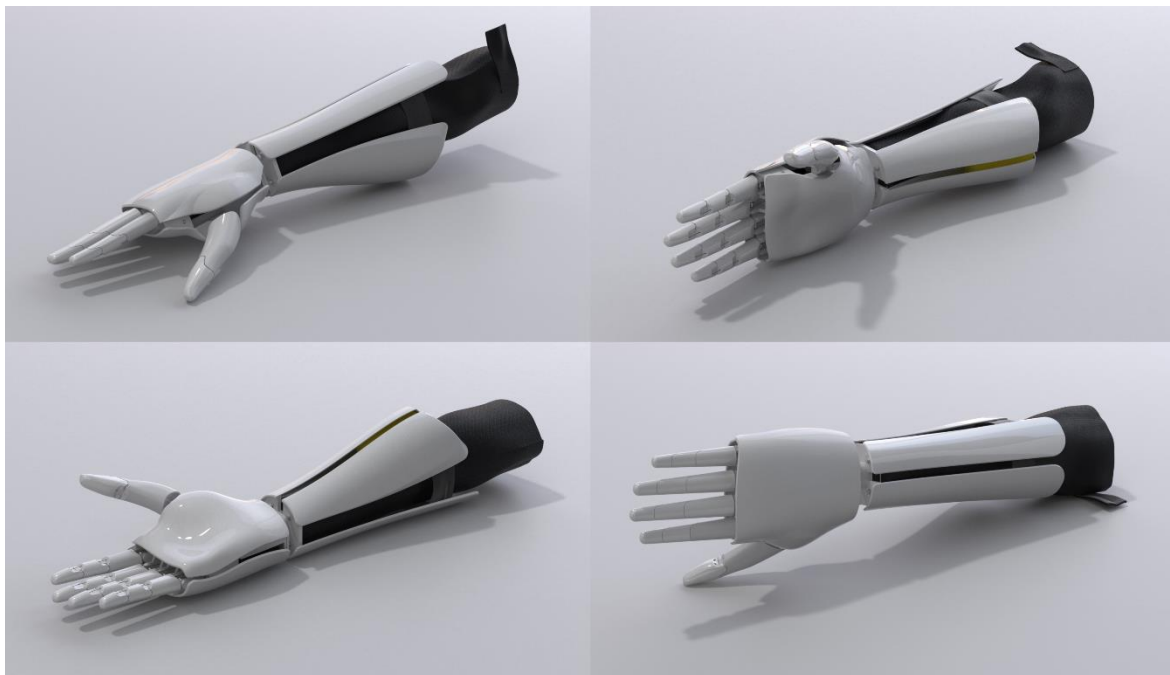


Fonte: elaborado pelo autor.

Essa prótese representada é utilizada para substituir o membro superior direito. Para o membro superior esquerdo, os componentes da mão foram espelhados. Dito isso, a organização dos arquivos se dividiu em FFF e SLS. Dentro de cada seção estão dispostas pastas com os arquivos referentes ao braço esquerdo e direito. Para cumprir com a proposta de código aberto, todos os arquivos de construção serão disponibilizados nos fóruns online, consultados durante o trabalho, de entusiastas por

robótica e próteses. A seguir é apresentada a Figura 63, na qual apresenta todas as vistas da prótese.

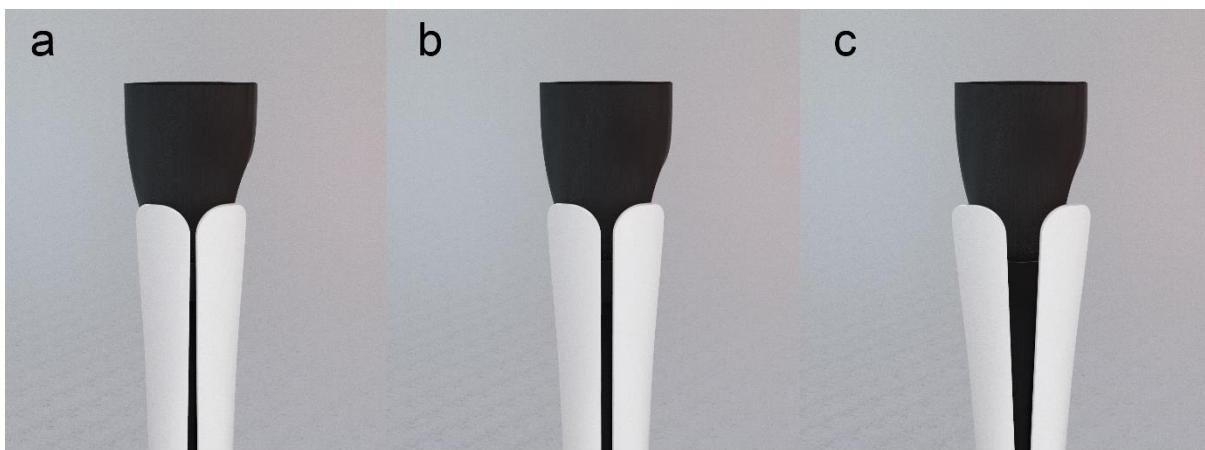
Figura 63: Próteses vistas



Fonte: elaborado pelo autor.

Para compreender melhor o comportamento das abas da prótese em relação a diferentes tamanhos de cotos, foram realizadas três *renders*: quando o coto é menor que o tamanho da prótese (Figura 64 – a); quando o coto é do mesmo tamanho (Figura 64 – b); quando o coto é maior (Figura 64 – c).

Figura 64: Comportamento da aba a) menor; b) igual; c) maior.



Fonte: elaborado pelo autor.

Visto que o trabalho possui uma secção de detalhamento, foi realizada apenas uma exemplificação das dimensões (Apêndice N) gerais da prótese, no intuito de auxiliar a compreensão do seu tamanho. Para visualizar a prótese por outros ângulos e vistas, no Apêndice O estão dispostas *renders* com foco nas curvas da palma da prótese e no movimento de pega fino.

7.3.1 Personalizável

Para cumprir sua proposta de personalização, o produto pode ser confeccionado em variadas colorações. O filamento de ABS oferece diversas opções de cor, além de ser possível realizar um acabamento com pintura na superfície da prótese. A Figura 65 apresenta algumas alternativas de cores para a prótese.

Figura 65: Próteses personalizáveis



Fonte: elaborado pelo autor.

Ademais, a prótese também é passível de estilização em relevo. A Figura 66 apresenta a prótese com detalhes de arabescos, no intuito de exemplificar as inúmeras possibilidades de personalização. Vale ressaltar que estas formas devem ser apenas dispostas em alto-relevo. Pois, em casos de baixo-relevo ou furo passante pode ocorrer o comprometimento estrutural da prótese ocasionando rompimentos ou

diminuição na qualidade de fixação. Essa personalização permite também a criação de prótese temáticas, como por exemplo estilizar com o símbolo do time esportivo do usuário quando ele for a partidas, ou até aplicar detalhes nas superfícies para combinar com determinada peça de vestuário. O Apêndice P apresenta mais alternativas para próteses com alto-relevo. Já no Apêndice Q é possível visualizar diversos modelos de próteses com cores variadas.

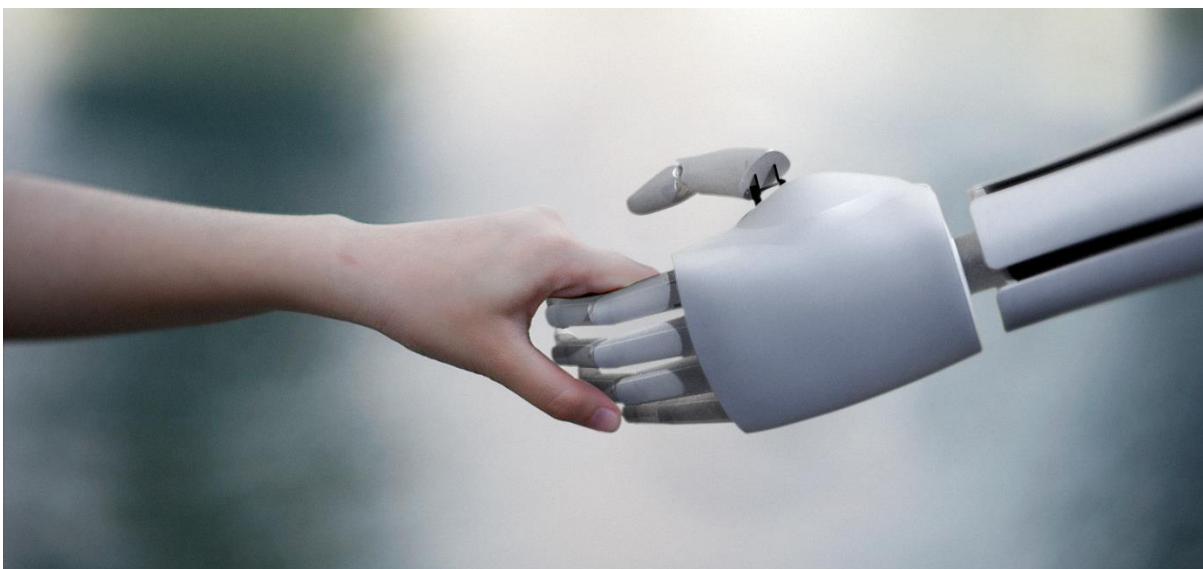
Figura 66: Prótese personalizada com arabescos



Fonte: elaborado pelo autor.

7.3.2 Ambientação

Foram realizadas duas ambientações do modelo da prótese, para fins de compreender o seu visual no usuário. A primeira ambientação (Figura 67) relaciona a prótese com o braço, analisando como as dimensões dos dedos e palma se assemelham ao semblante humano.

Figura 67: Ambientação #1

Fonte: elaborado pelo autor.

Já a segunda ambientação (Figura 68) permite visualizar como as formas da prótese se comportam com determinado tipo de vestimenta. Esse teste pode validar que sua estética minimalista aparenta combinar com variados estilos de roupas.

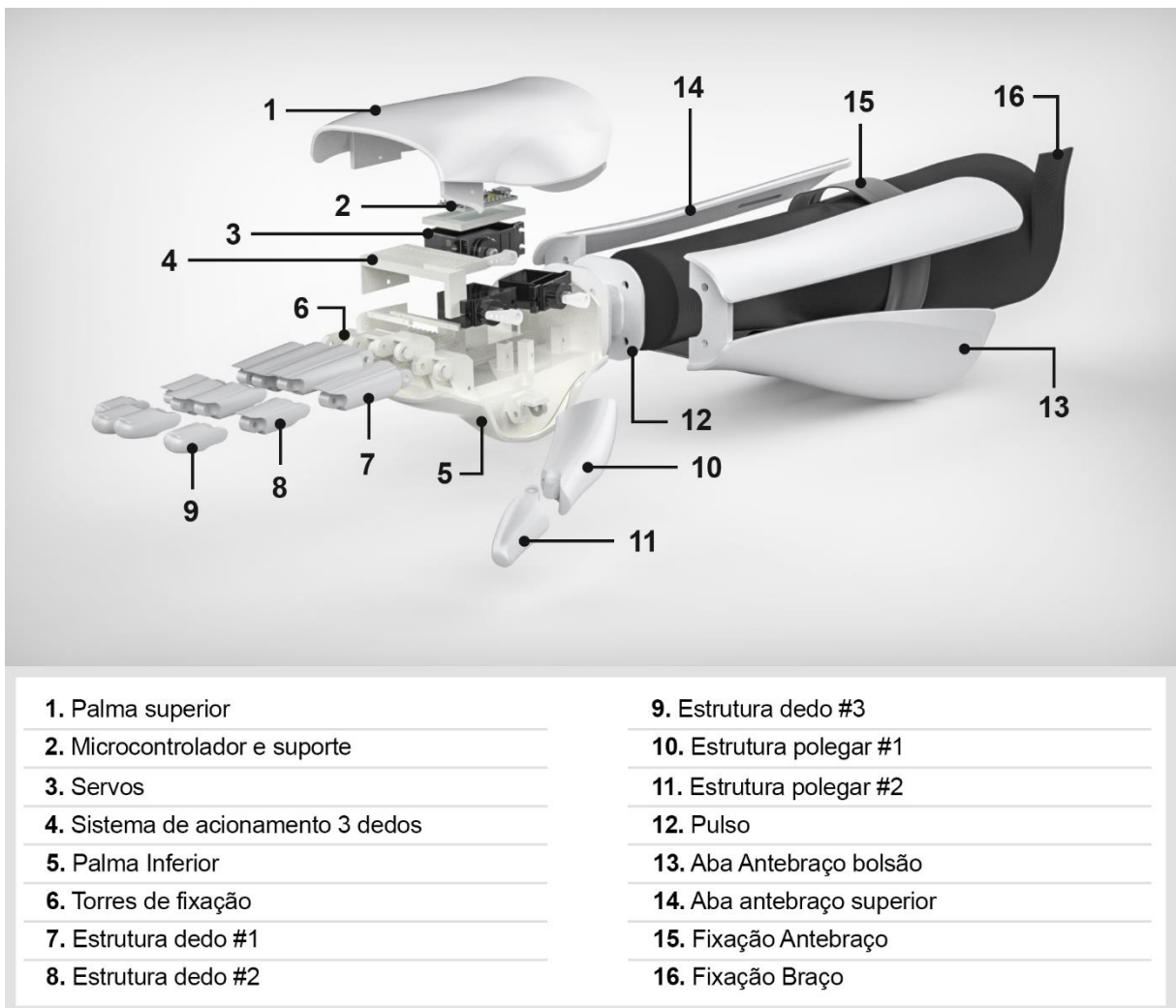
Figura 68: Ambientação #2

Fonte: elaborado pelo autor.

7.3.3 Explodido

O objetivo de criar uma *render* com o produto explodido é para contextualizar todos os componentes que foram explicados anteriormente. Nessa Figura 69, é possível visualizar como cada junção dos dedos é conectada, como os servos e o arduino serão dispostos na palma. Por final, nessa *render* há presente os dois pontos de fixação da prótese com o usuário, a fixação na região proximal e a fixação no bíceps. No apêndice R, é possível visualizar a *render* ampliada seguida de outra mostrando a montagem da palma.

Figura 69: Vista explodida



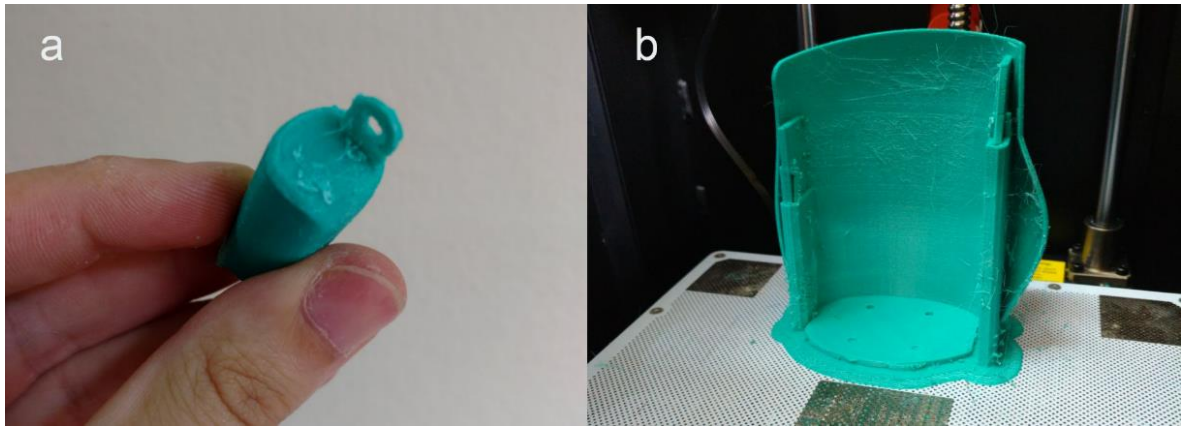
Fonte: elaborado pelo autor.

7.4 PROTÓTIPO

Para fins de prototipagem e validação dos sistemas do produto, foi realizada apenas a confecção da mão prótica. Primeiramente, foi realizado o contato com uma empresa que fornece serviços de impressão 3D, utilizando o método de FFF. Foi escolhido, então, o material ABS com o filamento produzido no Brasil, visto que todo o desenvolvimento da prótese (inclusive a compra de componentes) foi pensado dentro desse contexto.

Durante a impressão, foram realizados dois experimentos de estratégia de impressão, no intuito de validar o que estava estabelecido. O primeiro foi com os dedos, quando estes foram dispostos para impressão com seu eixo maior perpendicular à mesa, ocorreu a fragilização das abas que realizam a conexão com a estrutura da palma (Figura 70 – a). Já o segundo foi com a impressão superior da palma, dispondo seu eixo maior perpendicular à mesa (Figura 70 – b). Nesse caso, não ocorreu nenhum problema na confecção, portanto essa disposição pode ser aplicada junto ao que foi determinado anteriormente. Esses testes foram realizados para validar possíveis estratégias e justificar o que havia sido determinado. As peças restantes foram impressas sem problemas e o suporte removido facilmente. No entanto, a qualidade da impressão apresentou alguns pequenos ruídos. De acordo com o profissional de impressão 3D da empresa, isso deve-se ao fato do filamento ter sido fabricado no Brasil, pois o filamento nacional possui baixo controle de qualidade, acarretando em pequenos defeitos durante a impressão. A escolha de um filamento internacional eleva a qualidade de impressão, porém também seu preço. Visto que a prótese possui muitas áreas de contato, indica-se a utilização de um filamento internacional de qualidade superior, pois estes facilitam a montagem, desmontagem e acionamento do produto.

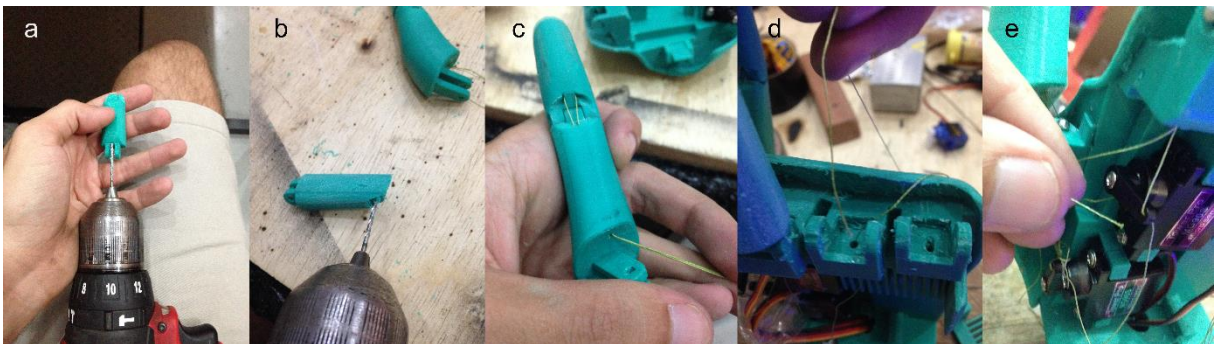
Figura 70: Impressão 3D a) Fratura no dedo; b) Orientação de impressão da palma superior.



Fonte: elaborado pelo autor.

A seguir, foi realizada a organização de todos os componentes, para então dar início a montagem dos dedos. Foi utilizada uma furadeira com o tamanho de broca indicado no trabalho (Figura 71 – a, b), para remover o suporte das canaletas dos tendões artificiais. Todas as peças foram lixadas, no entanto, devido à qualidade de impressão, foi dada uma atenção especial para as juntas e uniões de encaixes. Então foi passado e fixado na ponta de cada dedo o fio de pesca multifilamento (Figura 71 – c). Os pinos de metal foram acoplados nas juntas e se obteve o movimento dos dedos com sucesso. Em seguida, se deu início a montagem dos componentes nas partes impressas. Os servos foram acoplados com sucesso junto aos seus cabeçotes para então conectar os fios de pesca (Figura 71 – d, e).

Figura 71: Processo de prototipagem #1 a) Furos canaletas; b) Furos juntas; c) Tendão artificial montado; d) Tendão passando pelas torres; e) União ao servo.

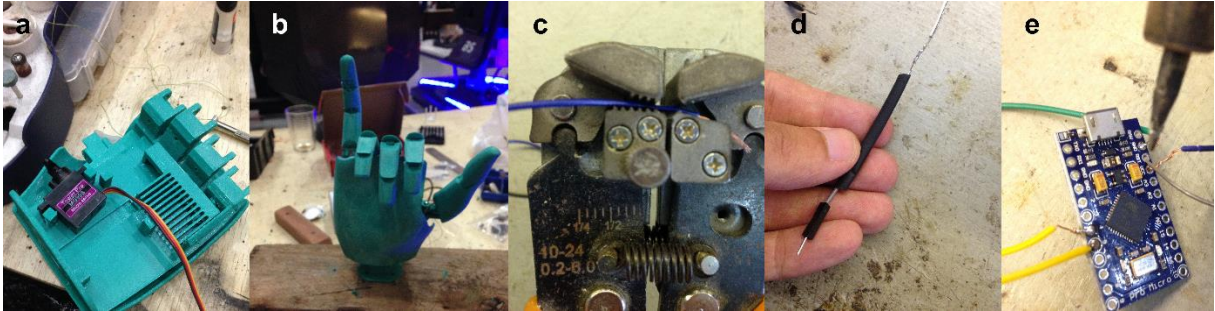


Fonte: elaborado pelo autor.

Na Figura 72 – a, b é possível visualizar o protótipo tomando forma. Os fios elétricos foram ajustados (Figura 72 – c) com cortes e termo retrátil (Figura 72 – d),

para então serem conectados ao microcontrolador com o processo de soldagem (Figura 72 – e). A programação foi refinada para reduzir o ruído e ampliar o controle da mão próstética através dos sensores EMG e pode ser visualizada no Apêndice S. Já o processo de construção pode ser visualizado no Apêndice T.

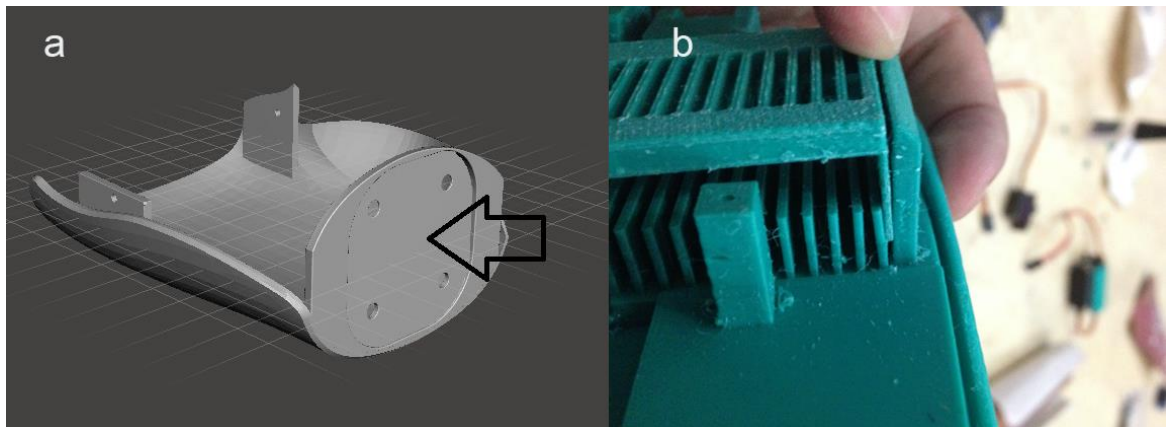
Figura 72: Processo de prototipagem #2 a) Montagem; b) Mão montada; c) Ajustes em fios; d) termo retrátil; e) Soldagem microcontrolador.



Fonte: elaborado pelo autor.

Alguns refinamentos foram percebidos durante a prototipagem. Na Figura 73 – a, a seta indica uma parte da impressão que ficou frágil, por isso um reforço de 1 mm foi aplicado na conexão ‘palma pulso’. Já na Figura 73 – b é possível ver que a união dos componentes ficou apertada, o que levou à adição de mais uma folga.

Figura 73: Ajustes protótipo a) Ajuste na conexão do pulso; b) Ajuste na folga entre peças.

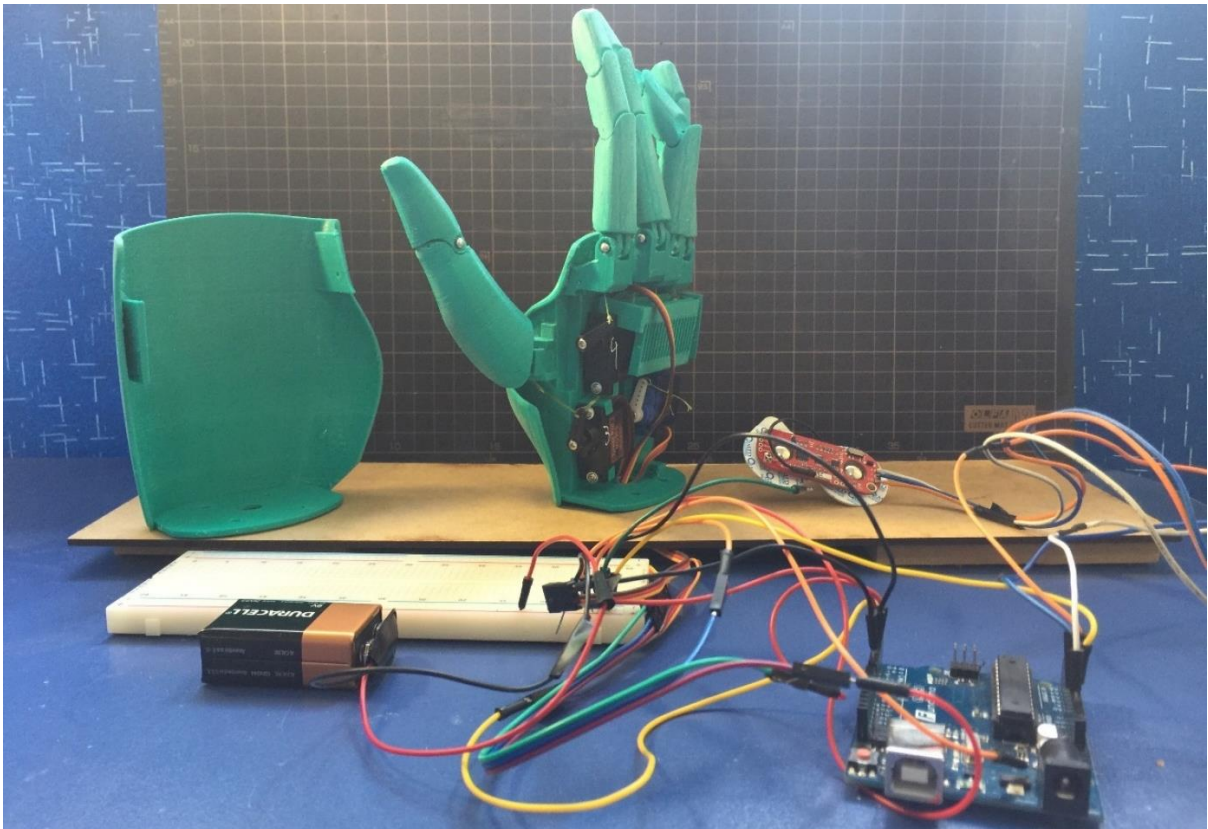


Fonte: elaborado pelo autor.

Ao finalizar a prototipagem, foi possível validar o sistema mecânico do acionamento dos dedos e do sistema sensor-prótese. Para o teste, o sensor EMG foi disposto sob o músculo abductor, então foi realizado o refinamento do sinal dentro do programa arduino cc. Os sinais de pico, quando a mão fechava, foram isolados e

definidos como variável para o acionamento dos três servos. Então quando a ação de fechar a palma da mão ocorria, os servos acionavam seu movimento de rotação puxando os tendões artificiais e, assim, fechando a mão prótese. Quando o músculo abductor voltava à sua posição de repouso, os servos retornavam os dedos à posição inicial com o auxílio das molas de torção. Para suprir os servos, nesse protótipo, foi utilizada uma bateria 9V. O restante do sistema foi suprido pelo microcontrolador conectado a um notebook. Dessa forma, foi possível testar diferentes programações e ter o *feedback* rápido do acionamento da prótese. Uma *protoboard* foi utilizada para disposição organizacional dos fios, facilitando também os testes de acionamento. Dessa forma, a validação da funcionalidade do produto foi realizada. A seguir a Figura 74 apresenta a prótese montada.

Figura 74: Protótipo



Fonte: elaborado pelo autor.

8 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O desenvolvimento de próteses com tecnologias de impressão 3D é pouco explorado no cenário brasileiro. Por isso, ter essa proposta dentro do universo do código aberto se torna um incentivo para novas ideias serem criadas. Esse projeto também contribui para o desenvolvimento contínuo da prótese, conforme as tecnologias de eletromiografia e impressão 3D são evoluídas.

Todos os passos definidos durante o desenvolvimento do trabalho foram tomados pensando em seu tema. Esse tipo de produto incentiva o desenvolvimento de próteses profissionais e força o mercado a apresentar preços mais justos e funcionalidades mais inovadoras. Ao final do trabalho, se tornou evidente que o seu tema é multidisciplinar, contemplando tópicos complexos de áreas da saúde, mecânica, elétrica, automação e design. Por isso, a contribuição de todos os especialistas foi fundamental para a conclusão e validação desse trabalho.

Já para o design, a complexidade estava presente em balancear todo esse conhecimento, sistemas e mecanismos dentro das necessidades dos usuários. Pois, não basta a prótese possuir determinada funcionalidade, o usuário deve se sentir confortável ao utilizar, deve ter seu coto devidamente protegido, a estética deve ser agradável aos seus olhos. Todos esses fatores podem ser facilmente resolvidos sozinhos. O maior desafio estava na união entre todas as áreas, o que, ao final do trabalho, se tornou evidente ter sido alcançada. Uma prótese transradial de baixo custo com sensores de eletromiografia, com formas que possuem o semblante humano, apresentando um sistema de acionamento dos dedos inovador em conjunto com sua fixação generalista na qual permite diferentes tipos de coto. O resultado do conjunto é um produto único e especial, cuja elaboração foi guiada por uma metodologia moldada a respeito do tema.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AACD. **Sobre a Instituição**. Disponível em: <<https://aacd.org.br/conheca-aacd/>>. Acesso em: 27 jun. 2017.

ADA, Hand. Robotic Hand Development Kit. **Datasheet**. may. 2016. Disponível em: <https://static1.squarespace.com/static/56376cfde4b078ea32822fff/t/5739983122482e97a8563a0d/1463392308072/Ada_v1_1_Datasheet.pdf>. Acesso em: 24 jun. 2017.

ALLTHAT3D, The History of 3D Printing. Disponível em: <<https://www.allthat3d.com/3d-printing-history/>>. Acesso em: 06 mai. 2017.

AMPUTAÇÃO, Causas e Reabilitação. **BoaSAÚDE**. 03 mai. 2013. Disponível em: <<http://www.boasaude.com.br/artigos-de-saude/3903/-1/amputacao-causas-e-reabilitacao.html>>. Acesso em: 27 mai. 2017.

ARDUINO. **What is Arduino**. Disponível em: <<https://www.arduino.cc/en/guide/introduction>>. Acesso em: 06 mai. 2017.

AULA DE ANATOMIA. **Divisão do Corpo**. Disponível em: <<http://www.auladeanatomia.com/novosite/generalidades/divisao-do-corpo/>>. Acesso em: 27 mai. 2017.

_____. **Músculos do Membro Superior**. Disponível em: <<http://www.auladeanatomia.com/novosite/sistemas/sistema-muscular/musculos-do-membro-superior/>>. Acesso em: 27 mai. 2017.

BACK, Nelson et al. **Projeto Integrado de Produtos: Planejamento, Concepção e Modelagem**. São Paulo: Manole Ltda., 2008.

BEBIONIC. Technical Information. Disponível em: <http://bebionic.com/the_hand/technical_information>. Acesso em: 26 jun. 2017.

BELTER, J. T. et al. Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: A review. **JRRD**. Volume 50, 2013.

BENSON. Basics: How Do I Choose a Battery? **Robotshop**. 2013.

BENTES, Leandro M. A. Arduino: hardware e software open-source. **Guia do Hardware.net**. 21 jan. 2011. Disponível em: <<http://www.hardware.com.br/artigos/arduino/>>. Acesso em: 06 mai. 2017.

BERSCH, Rita. Introdução a Tecnologia Assistiva. **Assistiva Tecnologia e Educação**. Porto Alegre. 2013. Disponível em: <http://www.assistiva.com.br/Introducao_Tecnologia_Assistiva.pdf>. Acesso em: 02 abr. 2017.

BHUVANESWAR, Chaya G. et al. Reactions to Amputation: Recognition and Treatment. **Prim Care Companion J Clin Psychiatry**. 2007; 9(4): 303–308.

BINDER, M. et al. Prosthetics in antiquity— An early medieval wearer of a foot prosthesis (6th century AD) from Hemmaberg/Austria. **International Journal of Paleopathology**, Volume 12, 2016, p.29-40.

BIODESIGN. Trans Radial Myo-Electric Prosthesis. 7 jun. 2015. Disponível em: <<http://biodesign.ca/trans-radial-myo-electric-prosthesis/>>. Acesso em: 29 abr. 2017.

BOUGUE, Robert. 3D printing: the dawn of a new era in manufacturing? **Assembly Automation**. Vol. 33, 2013, p. 307-311. Disponível em: <<https://doi.org/10.1108/AA-06-2013-055>>. Acesso em: 03 abr. 2017.

BRASIL. **Ata VII Reunião do Comitê de Ajudas Técnicas – CAT**. 13 e 14 dez. de 2007. Presidência da República. Secretaria Especial dos Direitos Humanos. Coordenadoria Nacional para Integração da Pessoa Portadora de Deficiência. Disponível em: <http://www.infoesp.net/CAT_Reuniao_VII.pdf>. Acesso em: 01 abr. 2017.

_____. **Cartilha do Censo 2010**. Secretaria de Direitos Humanos da Presidência da República. Secretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência. Disponível em: <<http://www.pessoacomdeficiencia.gov.br/app/sites/default/files/publicacoes/cartilha-censo-2010-pessoas-com-deficiencia-reduzido.pdf>>. Acesso em: 31 mar. 2017.

_____. Projeto de Medida Provisória nº 460, de 30 de março de 2009. **Câmara dos Deputados**. Brasília. Disponível em: <<http://www.camara.gov.br/sileg/integras/648417.pdf>>. Acesso em: 02 abr. 2017.

_____. Secretaria de Direitos Humanos da Presidência da República. Secretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência.

_____. Subsecretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência. Comitê de Ajudas Técnicas. **Tecnologia Assistiva**. Brasília: CORDE, 2009.

BAXTER, M. R. Projeto de Produto: Guia Prático para o Design de Novos Produtos. 2. Ed. São Paulo: **Editora Blücher**, 2005.

BIONIC HAND. **How Much \$??**. Disponível em: <<https://www.youtube.com/watch?v=qnJ-zKlulSc/>>. Acesso em: 28 nov. 2017.

BRITO, Paulo. O Sistema Motor. **Neurologia Paulo Brito**. Disponível em: <http://www.neurologiapaulobrito.com/pdf/pdf_programa_residencia/sistema_motor/unidade_motora_e_suas_sindromes.pdf>. Acesso em: 07 jun. 2017.

BROWN, T. DESIGN THINKING. UMA METODOLOGIA PODEROSA PARA DECRETAR O FIM DAS VELHAS IDEIAS, **Alta Books**, 2009.

BURGER, H.; MARINČEK, Č. Upper limb prosthetic use in Slovenia. **Prosthetics and Orthotics International**, 1994, v. 18, p. 25-33.

CARROLL, John M. What Is Design? p. 19-43. In: CARROLL, John M. **Making Use: Scenario-Based Design of Human - Computer Interactions**. London: MIT Press, 2003.

CENTRO DE EXCELÊNCIA EM REABILITAÇÃO – CERB. **Amputação Transradial**. Disponível em: <<http://www.cerb.com.br/portfolio/4/44/amputaucueo-transradial>>. Acesso em: 02 abr. 2017.

CENTRO DE POLÍTICAS SOCIAIS (ICS) do IBRE/FGV. **Retratos Da Deficiência No Brasil: Sumário Executivo**. Disponível em: <http://www.cps.fgv.br/cps/deficiencia_br/PDF/PPD_Sumario_Executivo.pdf> Acesso em: 04 abr. 2017.

CHANG, Lillian Y.; MATSUOKA, Yoky. A Kinematic Thumb Model for the ACT Hand. **The Robotics Institute, Carnegie Mellon University**, 2006.

CHILDRESS, Dudley S. Historical Aspects of Powered Limb Protheses. **Clinical Prosthetics & Orthotics**, v. 9, 1985.

CHOWDHURY R.H. et al. Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques. **Sensors**. 2013.

CORDELLA, Francesca et al. Literature Review on Needs of Upper Limb Prosthesis Users. **Frontiers in Neuroscience**, 2016.

DAY, Scott. Important Factors in surface EMG measurement. Bortec Biomedical Ltd. Disponível em: <<http://health.uottawa.ca/biomech/courses/apa4311/semg.pdf>>. Acesso em: 03 jun. 2017.

DESMONG, D. MACLACHLAN. **Psychological issues in prosthetic and orthotic practice: A 25-year review of psychology in Prosthetics and Orthotics International**. Prosthetics and Orthotics International, 2002.

DE LUCA, Carlo J. Surface Electromyography: Detection and Recording. **DelSys Incorporated**, 2002.

ELKOURA, George; SINGH, Karan. Handrix: Animating the Human Hand. **Eurographics/SIGGRAPH Symposium on Computer Animation**, 2003.

ENCYCLOPEDIA BRITANNICA. **Action potential**. Disponível em: <<https://www.britannica.com/science/action-potential>>. Acesso em: 07 jun. 2017.

EUROPEAN COMMISSION. DGXIII. **Empowering Users Through Assistive Technology**, 1998 Disponível em: <<http://www.siva.it/research/eustat/index.html>>. Acesso em: 08 abr. 2017.

EXIII-HACKBERRY. **Análise HACKberry**. Disponível em: <<http://exiii-hackberry.com/>>. Acesso em: 26 jun. 2017.

FAIRLEY, Miki. Body Power: pushing the functional envelope. **OPEDGE**. Jul. 2013. Disponível em: https://opedge.com/Articles/ViewArticle/2013-07_01 Acesso em: 29 jun. 2017.

FUNDAMENTOS DA ERGONOMIA. **Pegas e Manejos**. Disponível em: http://www.exatas.ufpr.br/portal/degaf_arabella/wp-content/uploads/sites/28/2016/03/Pegas-e-manejos.pdf. Acesso em: 09 out. 2017.

HERNIGOU, P. Ambroise Paré IV: The early history of artificial limbs (from robotic to prostheses). **International Orthopaedics**. 2013.

HOPKINS MEDICINE. **Amputation**. 2017. Disponível em: http://www.hopkinsmedicine.org/healthlibrary/test_procedures/cardiovascular/amputation_procedure_92,P08292/. Acesso em: 27 mai. 2017.

HUSSEIN, Mahdi E. 3D Printed Myoelectric Prosthetic Arm. **B. Engineering (Mechatronics)**, 2014.

IBGE. **Pesquisa Nacional de saúde**: 2013. Ciclos de Vida. Brasil e Grandes Regiões. Rio de Janeiro: IBGE, 2015. Disponível em: <http://biblioteca.ibge.gov.br/visualizacao/livros/liv94522.pdf>. Acesso em: 09 abr. 2017.

IMPRESSÃO3D. **Conheça a diferença entre tipos de materiais para impressão 3D em FDM**. Disponível em: <http://www.impressao3dfacil.com.br/conheca-os-diferentes-tipos-de-materiais-para-impressao-3d-fdm/> Acesso em: 7 dez. 2017.

IIDA, Itiro. **Ergonomia: Projeto e Produção**. 2 ed. rev. e ampl. São Paulo: Blucher, 2005.

ISNH. **Statistics on hand and arm loss**. 4 fev. 2014. Disponível em: <http://www.ishn.com/articles/97844-statistics-on-hand-and-arm-loss>. Acesso em: 04 jun. 2017.

JACOBSEN, Joan M. Nursing's role with amputee support groups. **Journal of vascular nursing**: official publication of the Society for Peripheral Vascular Nursing, 1998, pp. 31–34.

KUKIEN, T.A.; LOWERY M.M.; STOYKOV, N.S. The Effect of Subcutaneous Fat on Myoelectric Signal Amplitude and Cross-Talk. **Prosthet Orthot Int**. april 2003. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12812327>. Acesso em: 23 abr. 2017.

MEDICINA PRATICA. **Gordura subcutânea**. Disponível em: <http://www.medicinapratica.com.br/tag/gordura-subcutanea/>. Acesso em: 07 jun. 2017.

MG90S DATASHEET. **MG90S servo**. Disponível em: <https://engineering.tamu.edu/media/4247823/ds-servo-mg90s.pdf>. Acesso em: 20 out. 2017.

MORE, Prachi. 3D Printing Making the Digital Real. **International Journal of Engineering Sciences & Research Technology**, 2013.

MYOELECTRIC PROSTHETICS. **Introduction to Upper Limb Prosthetics**. Disponível em: <<http://www.myoelectricprosthetics.com/>>. Acesso em: 12 abr. 2017.

MYOWARE DATASHEET, Advancer Technologies, 2015. Disponível em: <<https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Biometric/MyowareUserManualAT-04-001.pdf>>. Acesso em: 10 jun. 2017.

MYOELETRIC BEBIONIC 3. **Review**. Disponível em: <[https://www.youtube.com/watch?v=KCIpbRSMfGM /](https://www.youtube.com/watch?v=KCIpbRSMfGM/)>. Acesso em: 28 nov. 2017.

NORTON, Kim M. A Brief History of Prosthetics. **inMotion**. Vol. 17. Issue 7. Nov/dez 2007. Disponível em: <http://www.amputee-coalition.org/inmotion/nov_dec_07/history_prosthetics.pdf>. Acesso em: 15 abr. 2017.

O'NEILL, Ciarán. An advanced, low cost prosthetic arm. **IEEE SENSORS 2014 Proceedings**, Valencia, 2014, pp. 494-498.

OPEN BIONICS. **Muscle Control v 1.2**. Disponível em: <<https://www.openbionics.com/obtutorials/muscle-control-v1-2>>. Acesso em: 27 mai. 2017.

OPENBIONICS. **Blog**. Disponível em: <<https://www.openbionics.com/blog/>>. Acesso em: 26 jun. 2017.

EXIII-HACKBERRY. **Análise Funcional HACKberry**. Disponível em: <http://exiii-hackberry.com/dw/doku.php?id=how_to_use>. Acesso em: 26 jun. 2017.

ORGANIZAÇÃO DAS NAÇÕES UNIDAS – ONU. **Convention on the Rights of Persons with Disabilities and Optional Protocol**. 30 mar. 2007. Disponível em: <<http://www.un.org/disabilities/documents/convention/convoptprot-e.pdf>>. Acesso em: 31 mar. 2017.

OTTOBOCK. **Nível de Amputação**. 2017. Disponível em: <www.ottobock.com.br/prosthetics/informação-para-amputados/da-amputação-a-reabilitação/nível-de-amputação/>. Acesso em: 15 abr. 2017.

OTTOBOCKUS. **Liners**. Disponível em: <<https://www.ottobockus.com/prosthetics/info-for-new-amputees/prosthetics-101/how-liners-work/>>. Acesso em: 22 out. 2017.

OTTOBOCKUS. **Myoelectric Prosthetics 101**. Disponível em: <<http://www.ottobockus.com/prosthetics/info-for-new-amputees/prosthetics-101/myoelectric-prosthetics-101/>>. Acesso em: 15 abr. 2017.

PASQUINA, Paul F. et al. Advances in Amputation Care. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. Vol 87, 2006.

PLATCHECK, Elizabeth R. **Design Industrial: Metodologia de Ecodesign para o Desenvolvimento de Produtos Sustentáveis**. São Paulo: Atlas, 2012.

PREVIDÊNCIA SOCIAL. **Anuário Estatístico da Previdência Social 2004**. Seção IV. Acidentes do Trabalho. Disponível em: <<http://www.previdencia.gov.br/dados-abertos/aeps-2004-anuario-estatistico-da-previdencia-social-2004-apresentacao/anuario-estatistico-da-previdencia-social-2004-consulta-aos-capitulos/anuario-estatistico-da-previdencia-social-2004-secao-iv-acidentesdo-trabalho/>>. Acesso em: 01 abr. 2017.

_____. **Anuário Estatístico da Previdência Social 2013**. Seção IV. Acidentes do Trabalho. Disponível em: <<http://www.previdencia.gov.br/dados-abertos/aeps-2013-anuario-estatistico-da-previdencia-social-2013/aeps-2013-secao-iv-acidentes-do-trabalho/>>. Acesso em: 01 abr. 2017.

POST, E. **What is Fused Filament Fabrication (FFF) and How does it Work**. Disponível em: <<https://typeamachines.zendesk.com/hc/en-us/articles/200041189-What-is-Fused-Filament-Fabrication-FFF-and-How-does-it-Work->>. Acesso em: 16 jan. 2018.

PYLATIUK, Christian.; SCHULZ, Stefan. Results of an Internet survey of myoelectric prosthetic hand users. **Prosthetics and Orthotics International**, 2008.

PUTTI, V. Historical Prosthesis. **Medical Writings**, 1925.

RAEZ M.B.I.; HUSSAIN, M.S.; MOHD-YASIN, F. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. **Biological Procedures Online**. 2006.

ROSE, D. H.; HASSELBRING, T. S.; STAHL, S.; ZABALA, J. **Assistive technology and universal design for learning: Two sides of the same coin**, 2004.

SAUTIL. **Equipamentos Físicos**. Disponível em: <<http://www.sautil.com.br/equipamentos-fisicos.php>>. Acesso em: 09 abr. 2017.

SEBRAE. **Matriz de Decisão**. Disponível em: <gestor.ead.sebrae.com.br/Cursos/gqve11/.../mod4_unid_3_matriz_de_decisao.doc> Acesso em: 20 out. 2017.

STANDFORD HEALTH. **Anatomia das mãos**. Disponível em: <<https://stanfordhealthcare.org/medical-conditions/bones-joints-and-muscles/hand-pain-problems.html>>. Acesso em: 08 out. 2017.

SCHULTZ, Aimee E.; KUKIEN, Todd A. Neural Interfaces for Control of Upper Limb Prostheses: The State of the Art and Future Possibilities. **PM&R**, Volume 3, 2011, p. 55-67.

SCHUSTER, et al. Aplicação do diagrama de Mudge e QFD utilizando como exemplo a hierarquização dos requisitos para um carro voador. **GEPROS**. Gestão da Produção, Operações e Sistemas. Bauru, ano 10. n.1. jan-mar. 2015.

SPAO. **Fitting with Upper Limb Prostheses**. Disponível em: <<http://spao.com.au/start-in/your-individual-fitting/upper-limb-prostheses/>> Acesso em: 29 abr. 2017.

SPARKFUN. **Analog to Digital Conversion**. Disponível em: <<https://learn.sparkfun.com/tutorials/analog-to-digital-conversion>>. Acesso em: 10 jun. 2017.

TAURION, C. **Software Livre**: potencialidade e modelos de negócio. Rio de Janeiro, Brasport, 2004.

TEXTILES FOR SPORTSWEAR. Editora: Elsevier Science & Technology, 2015.

THURSTON, Alan J. Paré and Prosthetics: The Early History of Artificial Limbs. **ANZ Journal of Surgery**, 2007.

TURNER, Rhonda. Prosthetics: An Explanation of Cost. **Disabled World**. 30 mai. 2009. Disponível em: <<https://www.disabledworld.com/assistivedevices/prostheses/prosthetics-costs.php>>. Acesso em: 2 abr. 2017.

VANCE, Ashlee. **Elon Musk**: Como o CEO bilionário da SpaceX e da Tesla está moldando nosso futuro. Rio de Janeiro: Editora Intrínseca Ltda., 2015.

VEET, Vivarta (coord). **Mídia e Deficiência**. Brasília: ANDI; Fundação Banco do Brasil, 2003.

VIANNA, M. et al. Design Thinking: Inovação em Negócios. Rio de Janeiro: **MJV**, 2012.

ZUO, K.J.; OLSON, J.L.; The evolution of functional hand replacement: From iron prostheses to hand transplantation. **Can J Plast Surg**, 2014.

GLOSSÁRIO

ABS: Acrilonitrila butadieno estireno

CAD: computer-aided design

CMC: Metacarpais

DIP: Falange Distal

EMG: Eletromiografia

FFF: fused filament fabrication

INSS: Instituto Nacional do Seguro Social

MCP: Carpais

IP: Falange Proximal

PLA: poliácido láctico

PIP: Falange média

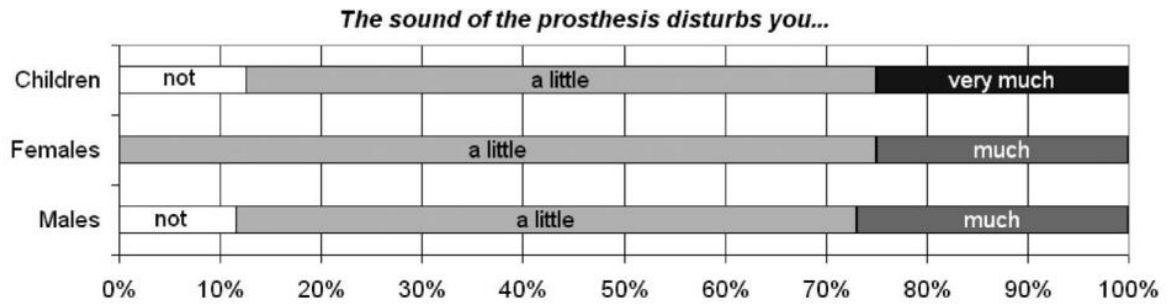
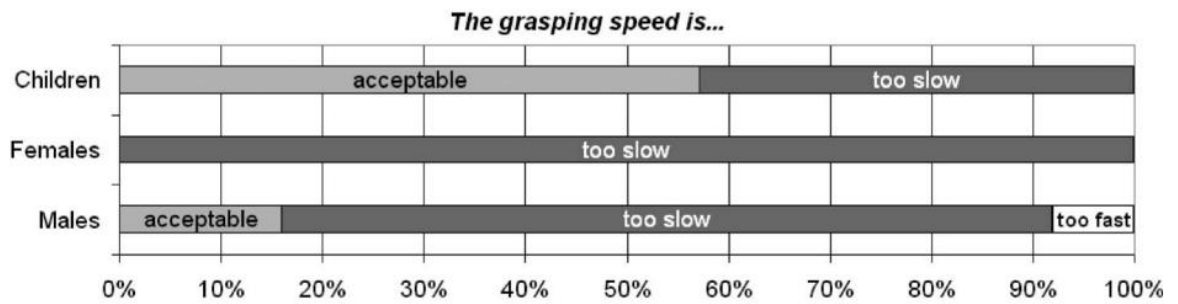
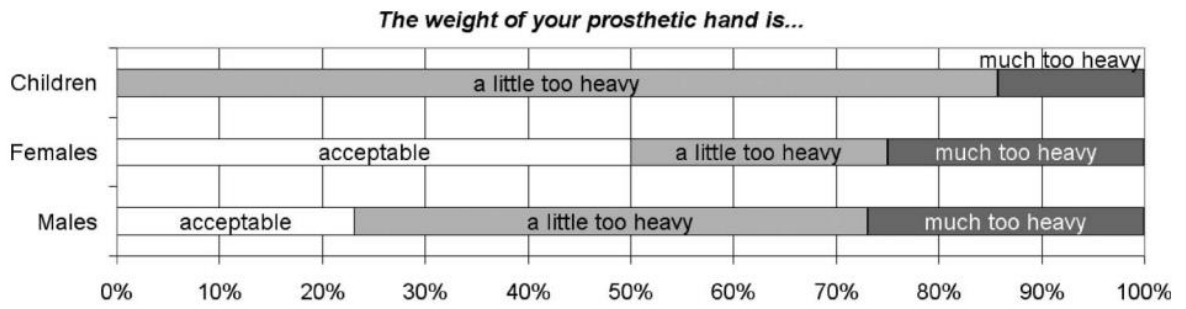
QFD: Quality Function Deployment

STL: stereolithography

TPU: Poliuretano Termoplástico

UM: Unidade Motora

ANEXO A



APÊNDICE A

Roteiro da entrevista:

ROTEIRO: Para guiar a entrevista de maneira despojada, foi utilizado um roteiro de perguntas. No intuito de direcionar perguntas ao entrevistado e explorar cada tópico perguntado da melhor maneira possível através de perguntas adjacentes, sempre deixando espaço para novos assuntos.

1. Há quanto tempo você trabalha nessa área?

Duração das sessões;

Procedimentos do atendimento;

Frequência das sessões.

2. Quais são os tipos de próteses prescritas com recorrência?

3. Quais são os maiores benefícios que o produto traz ao paciente?

Expectativa em receber o produto;

Independência.

4. Como ocorre a adaptação do paciente com a prótese?

Maiores dificuldades;

Uso diário;

Taxa de abandono.

5. Quais as próteses costumam ser escolhidas com maior frequência: estéticas ou funcionais?

6. Há indícios de fatores prejudiciais em relação ao tempo de espera do recebimento da prótese?

7. Qual o objetivo do acompanhamento médico ao acompanhamento do terapeuta ocupacional?

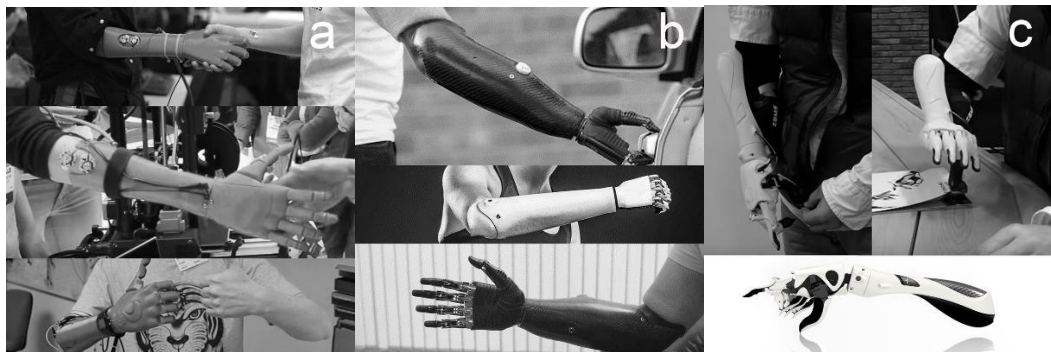
8. Quais são os maiores problemas percebidos nas próteses e no que poderiam melhorar?

APÊNDICE B

Cadernos de Sensibilização

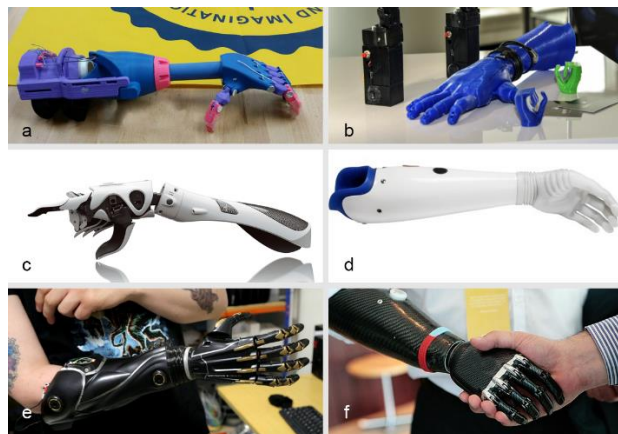
Primeiro caderno:

- Produto: Observe e relate com que frequência você utiliza a prótese e onde guarda quando não está usando.
- Usabilidade: Como você imagina que ocorreria o processo de adaptação ao recebimento das próteses a b e c?

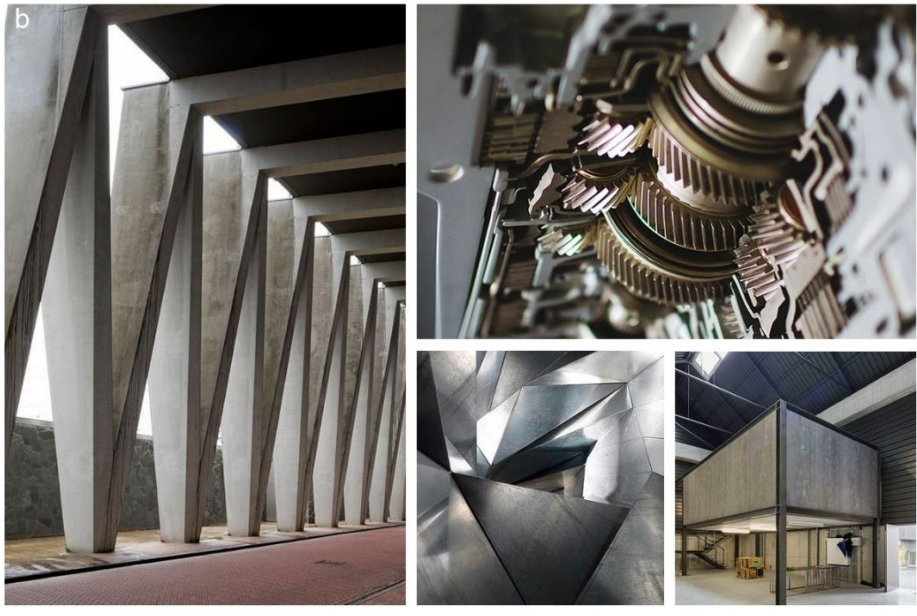


Segundo caderno:

- Percepção estética: Em relação ao aspecto visual, qual das próteses a b c d e f você escolheria (pode escolher mais de uma)? Justifique a(s) escolha(s).



- Sensação: Qual desses painéis representaria melhor a sensação de utilizar a sua prótese? Por quê?



APÊNDICE C

Diagrama de Mudge

		A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	L	M
A	Leveza		3B	5C	1D	3E	3F	3A	3H	1A	1J	1L	3M
B	Personalizavel			3C	1B	1E	1B	3B	1H	1I	1J	1B	3B
C	Vendabilidade				1C	1C	1F	3C	1C	1I	1C	1C	3C
D	Usabilidade					1D	1D	1D	1H	3D	5J	1L	1D
E	Esteticidade						1E	5E	3E	5E	1E	1L	3E
F	Fabricabilidade							3G	3F	3F	1F	1L	3F
G	Versatilidade								1H	3I	1J	1L	3G
H	Manuseo									3H	1J	1L	3H
I	Funcionalidade										1J	1L	1I
J	Ergonomia											3J	1J
L	Fixação												3L
M	Montagem												

Fonte: Elaborado pelo autor.

A 4 – 3,08

B 12 – 9,23

C 19 – 14,61

D 8 – 6,15

E 22 – 16,92

F 14 – 10,77

G 6 – 4,61

H 12 – 9,23

I 6 – 4,61

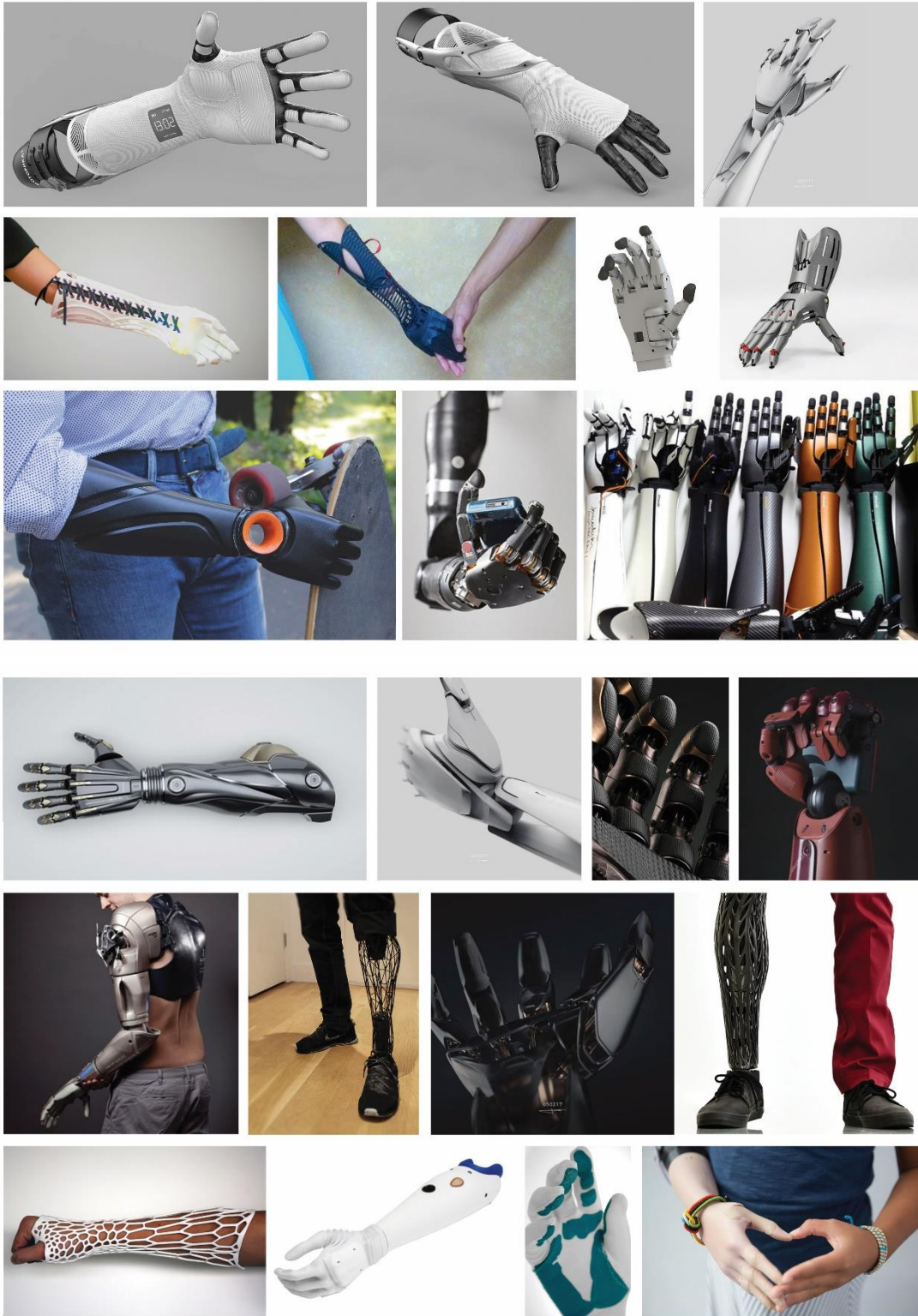
J 14 – 10,77

L 10 – 7,69

M 3 – 2,30

Total: 130 – 100%

APÊNDICE E



APÊNDICE F

```
emg1 $  
#include <Servo.h>  
  
Servo servo;  
  
void setup() {  
  // put your setup code here, to run once:  
  servo.attach(3);  
  Serial.begin(9600);  
  
  servo.write(0);  
}  
  
void loop() {  
  int sensorValue = analogRead(A0);  
  if (sensorValue > 600)  
    servo.write(0);  
  else  
    servo.write(180);  
  Serial.println(sensorValue);  
  
  delay(200);  
}
```

APÊNDICE G

Matriz de decisão para servo de modelo micro:

CRITÉRIOS	PESO	1	2	3	4
Peso	2	3(6)	4(8)	3(6)	5(10)
Dimensões	3	4(12)	4(12)	4(12)	4(12)
Torque	2	4(8)	3(6)	5(10)	1(2)
Material	1	5	2	5	2
Preço	3	2(6)	4(12)	3(9)	3(9)
Total		37	40	42	35

Matriz de decisão para servo:

CRITÉRIOS	PESO	1	2	3	4	5
Peso	2	5(10)	2(4)	2(4)	4(8)	5(10)
Dimensões	3	5(15)	4(12)	4(12)	3(9)	5(15)
Torque	2	2(4)	4(8)	5(10)	3(6)	3(6)
Material	1	5	5	5	2	5
Preço	3	4(12)	5(15)	1(3)	4(12)	3(15)
Total		46	44	41	37	51

APÊNDICE H

Cálculo bateria:

- Modelo VWNRC

Velocidade de operação: 0,07seg/60° (6V)

$$0,07 \times 6 = 0,42 \text{ seg para uma volta}$$

$$x = \frac{360^\circ}{0,42} = 142,85 \text{ rpm}$$

$$1 \text{ RPM} = 0,0167 \text{ RPS}$$

Velocidade angular: 142,85 rpm → 2,38 rps

$$1 \text{ kg.cm} = 0,098 \text{ N.m}$$

$$\text{Torque: } 4,5 \text{ kg.cm} \rightarrow 0,44 \text{ N.m}$$

$$P (W) = \text{Torque}(N.m) \times 2\pi \times \text{Velocidade angular (rps)}$$

$$P = 0,44 \times 2\pi \times 2,38$$

$$P = 6,57 \text{ W}$$

- Modelo MG90s

Velocidade de operação: 0,8seg/60° (6V)

$$0,8 \times 6 = 4,8 \text{ seg para uma volta}$$

$$x = \frac{360^\circ}{4,8} = 75 \text{ rpm}$$

$$1 \text{ RPM} = 0,0167 \text{ RPS}$$

Velocidade angular: 75 rpm → 1,25 rps

$$1 \text{ kg.cm} = 0,098 \text{ N.m}$$

$$\text{Torque: } 2,2 \text{ kg.cm} \rightarrow 0,215 \text{ N.m}$$

$$P (W) = \text{Torque}(N.m) \times 2\pi \times \text{Velocidade angular (rps)}$$

$$P = 0,215 \times 2\pi \times 1,25$$

$$P = 1,68 \text{ W}$$

APÊNDICE I

- Duração da bateria com base nos consumos dos servos

Bateria (a): Capacidade 1300 mAh; Tensão 11,1V; Dimensões 76 x 35 x 19 mm

$$\frac{\text{Capacidade} \times \text{Tensão}}{\Sigma P_{\text{motores}}}$$

$$\frac{1,3Ah \times 11,1V}{6,57 + (2 \times 1,68)} = \frac{14,43}{9,93} = 1,45 \text{ horas} = 87 \text{ minutos}$$

Bateria (c): Capacidade 2200 mAh; Tensão 11,1V; Dimensões 103 x 33 x 24 mm

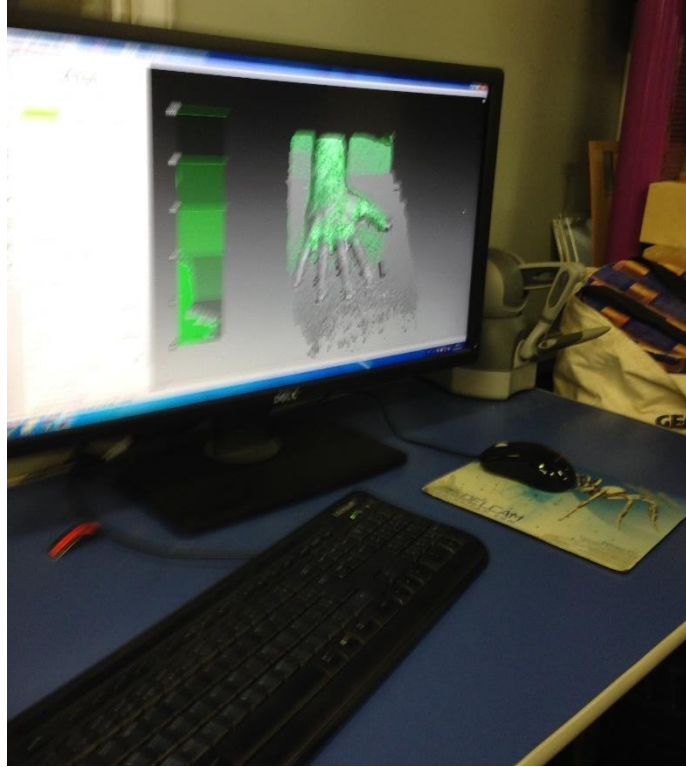
$$\frac{\text{Capacidade} \times \text{Tensão}}{\Sigma P_{\text{motores}}}$$

$$\frac{2,2Ah \times 11,1V}{6,57 + (2 \times 1,68)} = \frac{24,42}{9,93} = 2,45 \text{ horas} = 147 \text{ minutos}$$

APÊNDICE J

Atributo	Porcentagem	Alt.1	Alt.2	Alt.3	Alt.4	Alt.5	Alt.6	Alt.7	Alt.8	Alt.9
Esteticidade	16,92	3 (50,76)	2 (33,84)	2 (33,84)	3 (50,76)	3 (50,76)	3 (50,76)	2 (33,84)	3 (50,76)	3 (50,76)
Vendabilidade	14,61	3 (43,83)	2 (29,22)	2 (29,22)	3 (43,83)	3 (43,83)	3 (43,83)	2 (29,22)	2 (29,22)	3 (43,83)
Ergonomicidade	10,77	2 (21,54)	2 (21,54)	1 (10,77)	3 (32,31)	3 (32,31)	3 (32,31)	3 (32,31)	3 (32,31)	3 (32,31)
Fabricabilidade	10,77	3 (32,31)	1 (10,77)	1 (10,77)	3 (32,31)	2 (21,54)	2 (21,54)	2 (21,54)	1 (10,77)	2 (21,54)
Personalizável	9,23	3 (27,69)	2 (18,46)	2 (18,46)	3 (27,69)	2 (18,46)	2 (18,46)	3 (27,69)	3 (27,69)	3 (27,69)
Manuseio	9,23	1 (9,23)	2 (18,46)	3 (27,69)	2 (18,46)	3 (27,69)	3 (27,69)	2 (18,46)	3 (27,69)	2 (18,46)
Fixação	7,69	2 (15,38)	1 (7,69)	1 (7,69)	3 (23,07)	3 (23,07)	3 (23,07)	2 (15,38)	3 (23,07)	2 (15,38)
Usabilidade	6,15	3 (18,45)	1 (6,15)	2 (12,3)	3 (18,45)	3 (18,45)	3 (18,45)	2 (12,3)	3 (18,45)	2 (12,3)
Funcionalidade	4,61	3 (13,83)	2 (9,22)	2 (9,22)	2 (9,22)	3 (13,83)	3 (13,83)	2 (9,22)	2 (9,22)	2 (9,22)
Versatilidade	4,61	2 (9,22)	2 (9,22)	2 (9,22)	2 (9,22)	2 (9,22)	2 (9,22)	1 (4,61)	2 (9,22)	2 (9,22)
Leveza	3,08	1 (3,08)	1 (3,08)	3 (9,24)	3 (9,24)	3 (9,24)	3 (9,24)	2 (6,16)	1 (3,08)	1 (3,08)
Montabilidade	3,00	3 (9)	3 (9)	2 (6)	3 (9)	2 (6)	2 (6)	2 (6)	1 (3)	2 (6)
Total	100	254,32	182,81	184,3	255,83	274,58	274,58	216,91	244,46	249,79

APÊNDICE L



APÊNDICE M

1. A prótese oferece uma fixação adequada para o uso? *

	1	2	3	4	5	
atende pouco	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input checked="" type="radio"/>	atende muito

2. A estética da prótese possui formas que representem o semblante humano? *

	1	2	3	4	5	
atende pouco	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input checked="" type="radio"/>	<input type="radio"/>	atende muito

3. A pega da prótese é adequada ao uso? *

	1	2	3	4	5	
atende pouco	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input checked="" type="radio"/>	<input type="radio"/>	atende muito

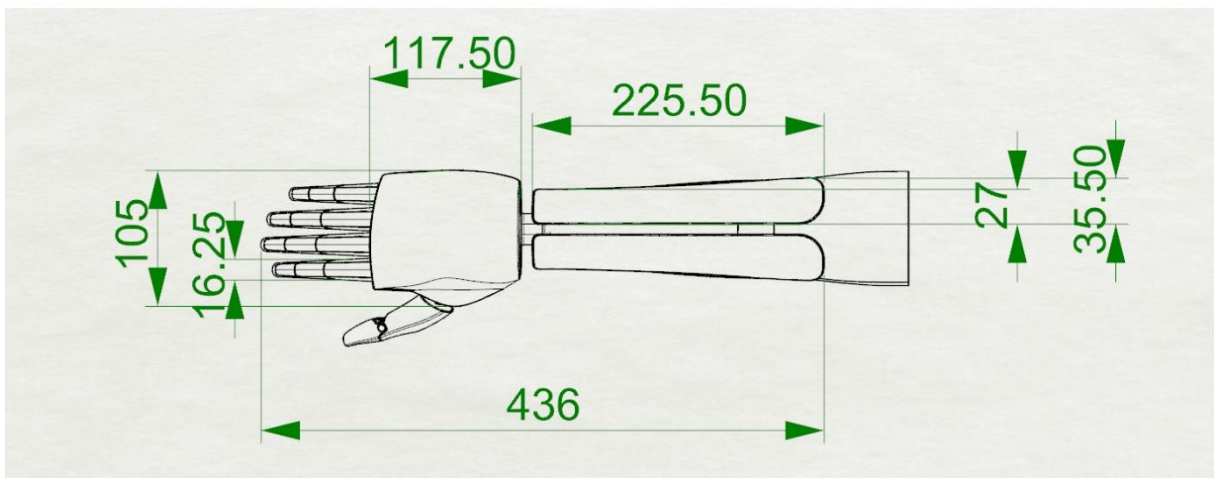
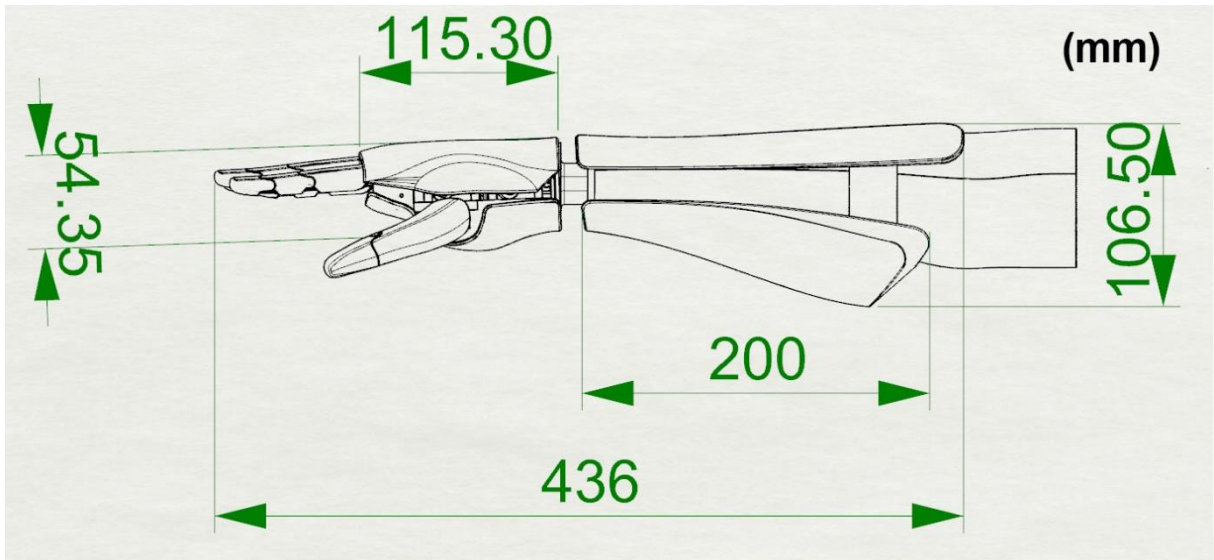
4. É possível personalizar a prótese conforme o gosto do usuário? *

	1	2	3	4	5	
atende pouco	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input checked="" type="radio"/>	atende muito

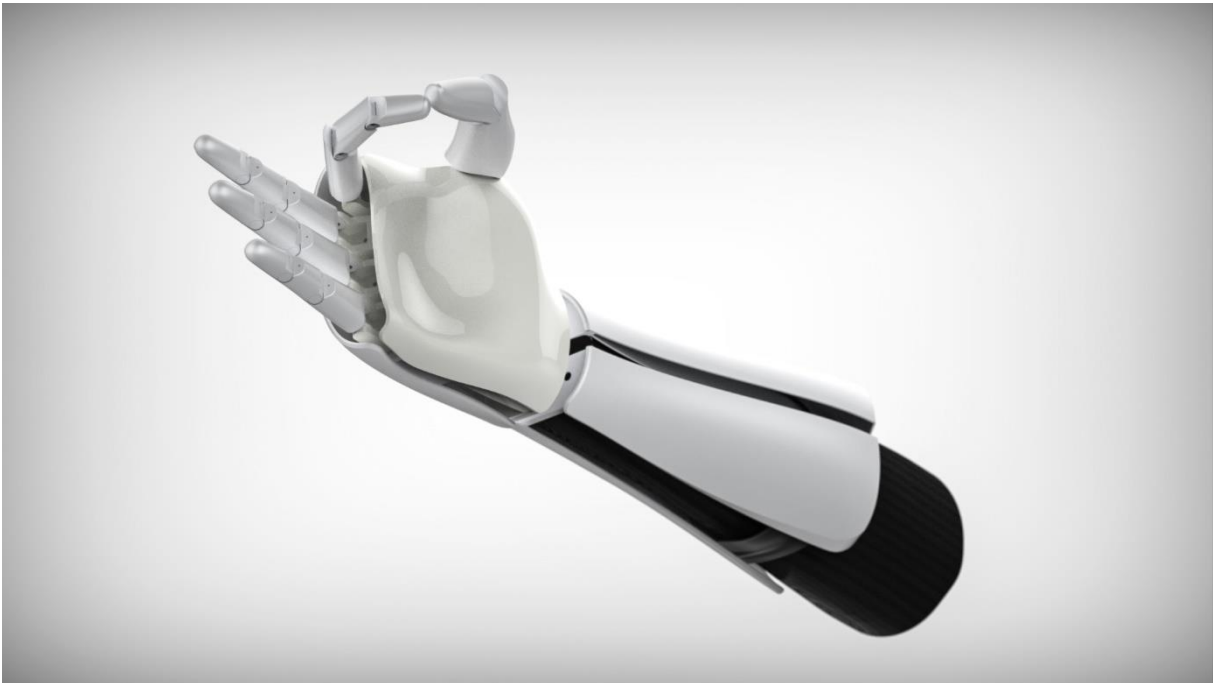
5. Você considera que a solução de fixação da prótese proporciona conforto ao usuário? *

	1	2	3	4	5	
atende pouco	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input checked="" type="radio"/>	<input type="radio"/>	atende muito

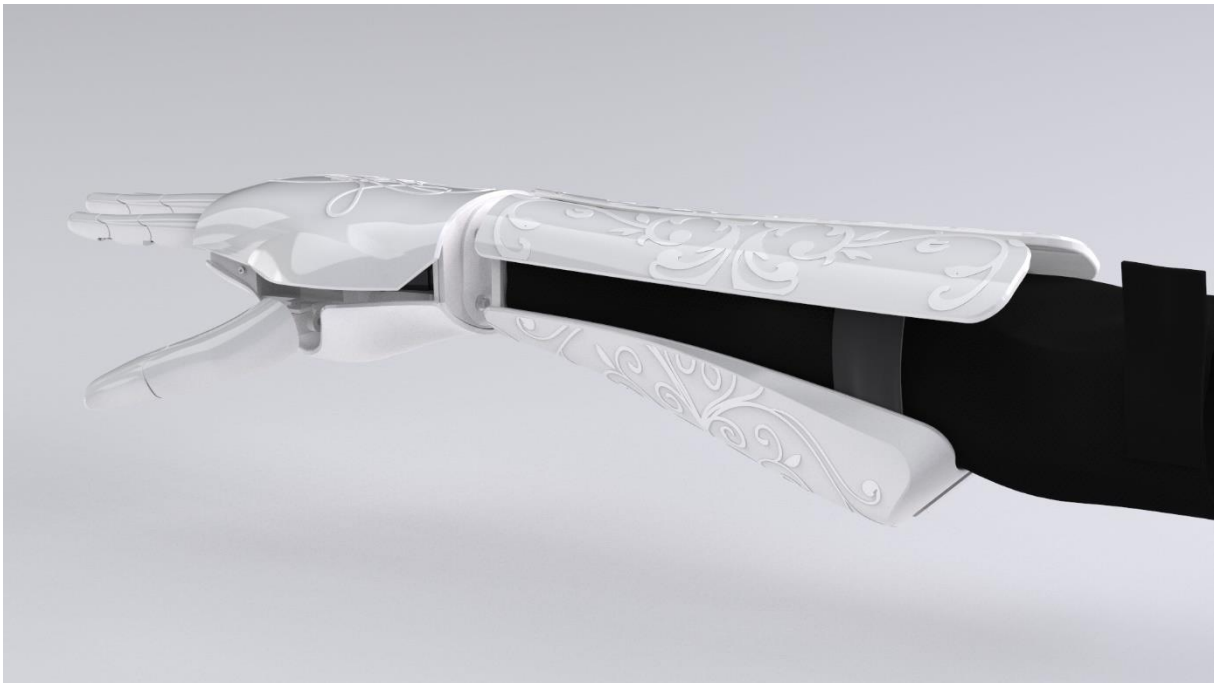
APÊNDICE N



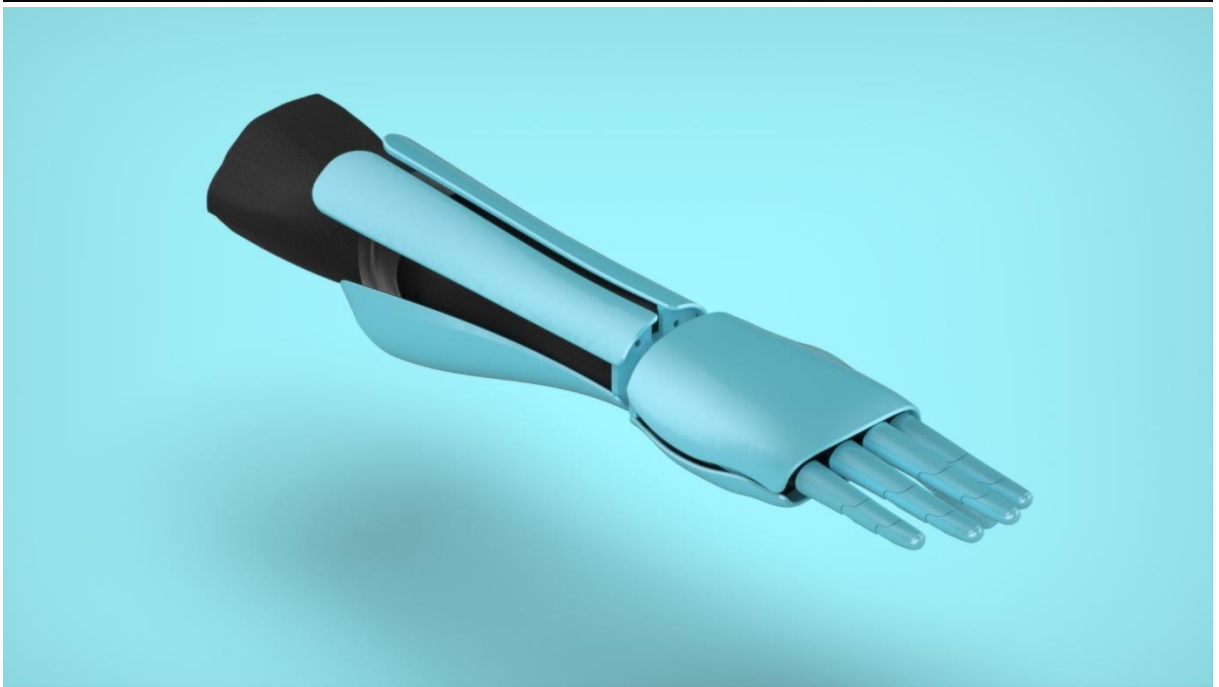
APÊNDICE O



APÊNDICE P

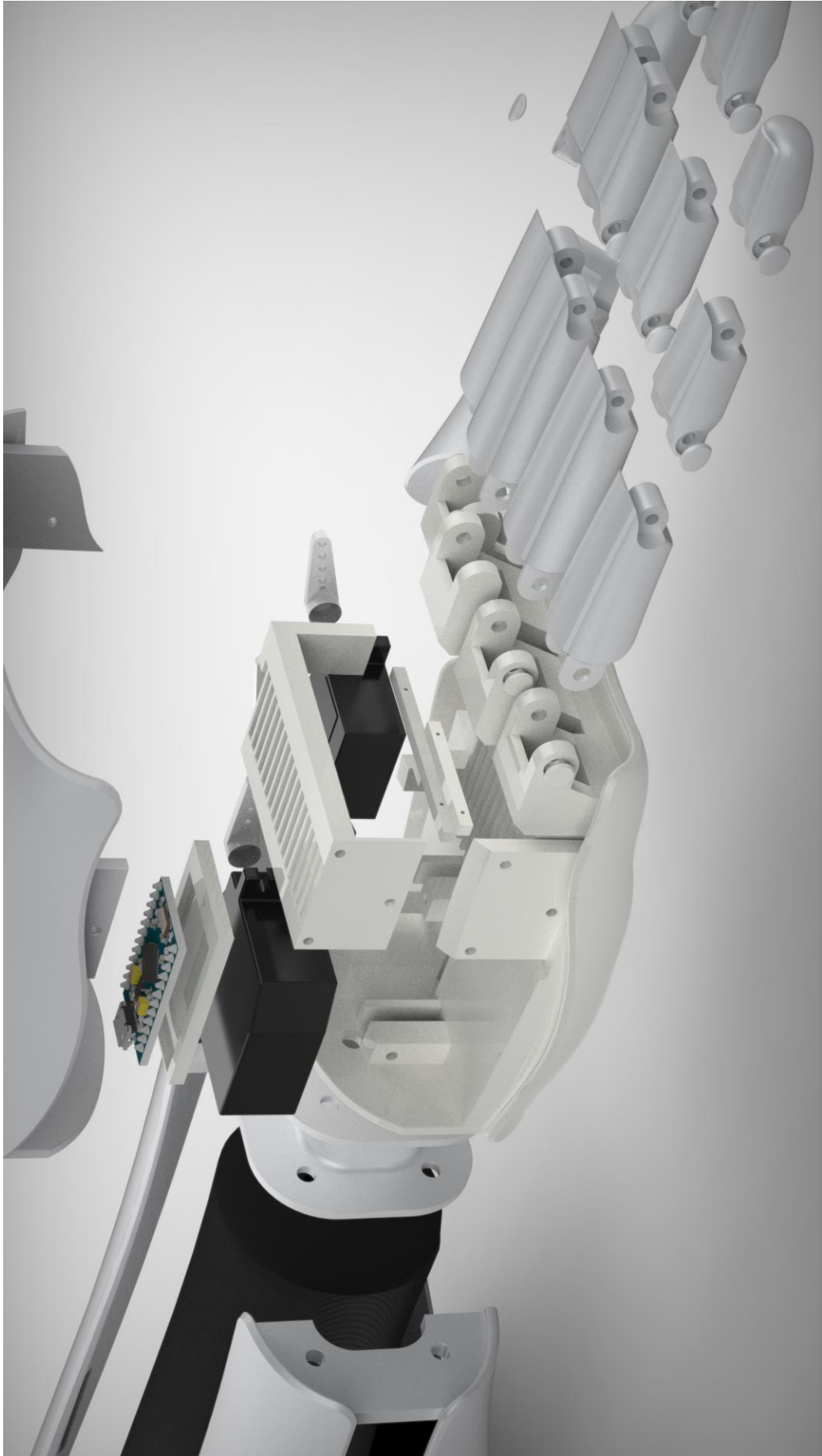


APÊNDICE Q



APÉNDICE R





APÉNDICE S

```
emg_total
#include <Servo.h>

Servo servo1;
Servo servo2;
Servo servo3;

int servoPos = 0;
int sensorValue;

void setup() {
  servo1.attach(2);
  servo2.attach(3);
  servo3.attach(4);
}

void loop() {
  sensorValue = analogRead(A0);
  if (sensorValue > 6000) {
    servo1.write(0);
    delay(3500);
    servo2.write(0);
    delay(2000);
    servo3.write(0);
    delay(1500);
  }
  else {
    servo1.write (180);
    delay(2500);
    servo2.write (180);
    delay(2000);
    servo3.write (180);
    delay(1500);
    Serial.println(sensorValue);
  }
}
```

APÊNDICE T

