



Universidade de Brasília

Instituto de Artes

Departamento de Design

Kévin Eric Gabriel Lalagüe

Desenvolvimento de uma prótese para mão articulada em impressão 3D

Brasília

2019

KÉVIN ERIC GABRIEL LALAGÜE

Desenvolvimento de uma prótese para mão articulada em impressão 3D

Relatório apresentado ao Departamento de Design
da Universidade de Brasília como parte integrante
da Diplomação em Projeto de Produto.

Orientadora: Symone Jardim

Trabalho de Conclusão de curso defendido em 28 de novembro de 2019

BANCA EXAMINADORA

Prof. Symone Jardim

DIN-Universidade de Brasília

Prof. Nayara Moreno

DIN-Universidade de Brasília

Prof. Dianne Vianna

ENM-Universidade de Brasília

Brasília

2019

RESUMO:

Este trabalho consiste no desenvolvimento de uma prótese para mão articulada, personalizada e de baixo custo em impressão 3D. Este artefato possui todas as suas características adaptadas às medidas físicas da mão de uma persona definida para este projeto, às atividades do seu dia a dia e às suas preferências estéticas. Isto faz com que o usuário que necessite desta prótese se sinta confortável usando ela em todas as situações de seu cotidiano. Além disso, a prótese é confeccionada em impressão 3D de modo a dar mais liberdade e precisão à personalização de sua forma e para oferecer este artefato a um preço mais acessível que os produtos oferecidos no mercado.

Palavras chaves: Impressão 3D, Mapa de Empatia, Ergonomia, Adaptabilidade, Modelagem orgânica, Modelagem Paramétrica, Design

Sumário:

1. Introdução.....	6
1.1 justificativa.....	7
1.2 Objetivo geral, específicos e metodologia.....	8
2.Pesquisa e definição de público alvo.....	9
2.1 Alteração do público alvo inicial	9
2.2Mapa de empatia.....	10
3 Levantamento de dados.....	11
3.1 Análise de mecanismo da prótese.....	11
3.2 Pesquisa de materiais para impressão 3D.....	14
3.3 Pesquisa por produtos similares.....	15
3.4 Reprodução do modelo escolhido.....	17
a) Aprendizado do software de modelagem paramétrica.....	17
b) Reprodução do modelo escolhido a partir de desenho técnico...18	
4 Planejamento do produto.....	20
4.1 Geração de alternativas.....	20
4.2 Modelagem orgânica da prótese.....	22
4.3 Adaptações Ergonômicas.....	26
a) Adaptações às medidas da prótese.....	26
b) Adaptações a partir de critérios ergonômicos e testes físicos.....	29
5 Considerações finais.....	30
Referências bibliográficas.....	31

Lista de figuras

Figura 1: Mapa de Empatia.....	11
Figura 2: Funcionamento mecânico do dedo de uma prótese.....	12
Figura3: Diagrama de corpo livre do dedo de uma prótese.....	12
Figura 4: Prótese Raptor.....	16
Figura 5: Phoenix Hand: Modelo similar de prótese com ativação ativada manualmente.....	16
Figura 6: Unlimbited: Modelo similar de prótese com ativação ativada manualmente.....	17
Figura 7: Primeiro objeto modelado para aprendizagem do Fusion 360.....	18
Figura 8: Modelagem no programa Fusion 360 da prótese Raptor.....	19
Figura 9: Desenho técnico da prótese Raptor.....	19
Figura 10: Geração de alternativas.....	21
Figura 11: Alternativa escolhida renderizada.....	21
Figura 12: Vista lateral da prótese com modelagem orgânica.....	23
Figura 13: Vista frontal da prótese com modelagem orgânica.....	24
Figura 14: Prótese de modelagem orgânica preparando movimento de pega sobre cilindro....	24
Figura 15: Prótese de modelagem orgânica exercendo movimento de pega sobre cilindro.....	25
Figura 16: Vista em ¾ da prótese de modelagem orgânica.....	25
Figura 17: medidas da mão.....	26
Figura 18: Vista lateral da versão final da prótese com medidas.....	28
Figura 19: Vista superior da versão final da prótese com medidas.....	28

1.Introdução:

O uso da impressão 3D para o desenvolvimento de uma prótese para mão articulada personalizada e de baixo custo abre a possibilidade de produção em curto prazo e a um preço abaixo do proposto pelo mercado de produtos com grande complexidade na sua forma e alto grau de personalização. Estes benefícios da impressão 3D apresentam a possibilidade de tornar mais acessíveis, complexos e adaptáveis produtos que, por conta de seu processo de produção possuem uma série de inconvenientes que reduzem consideravelmente a sua quantidade de usuários. Este é o caso das próteses adaptáveis e articuladas, que possuem um custo que faz com que somente uma parte da população tenha a possibilidade de comprá-la. Além disso, estes produtos possuem aspectos formais que podem incomodar fisicamente o usuário ao longo prazo, características visuais pouco atraentes por se assemelharem muito a elementos robóticos, e movimentos que as vezes não são adaptados às atividades específicas de seus usuários.

O uso da impressão 3D se tornou uma solução para estas dificuldades pois ela flexibiliza os aspectos produtivos citados anteriormente que tornam uma prótese convencional pouco acessível. Isto permite a criação de um produto muito mais próximo às necessidades da pessoa que o utiliza e ainda mais acessível financeiramente. Esta solução foi considerada após conhecimento da *Enable Community*, uma comunidade internacional de aproximadamente 20 000 voluntários atuando em 100 países. Estas pessoas são profissionais da área de Design, Engenharia, física e terapia ocupacional que usam seus conhecimentos para criar em impressão 3d próteses articuladas de mão personalizadas e de baixo custo. Estes artefatos são todos compartilhados no site *Enable Community* para que as pessoas que necessitam de uma prótese possam pedir gratuitamente o modelo de sua escolha. Este último será adaptado por voluntários da *Enable* para corresponder especificamente à anatomia do usuário. O produto final é em seguida impresso, montado e enviado por correio para seu destinatário. Estes tipos de comunidades voluntárias que produzem e enviam gratuitamente próteses articuladas de mão em impressão 3d existem igualmente no Brasil. Um exemplo é o projeto de extensão universitária da ICT-UNIFESP, de São José dos Campos- SP, chamado Mão 3d, que com a ajuda de *Softwares open Source* oferecidos pela *Enable community* tem como objetivo fornecer 100 próteses para crianças do Vale da Paraíba. Além disto, a medida que estas crianças crescem seriam produzidas novas próteses que se adaptariam às suas novas proporções anatômicas da mão.

Neste relatório serão apresentadas as diferentes etapas seguidas para a confecção do projeto, assim como as eventuais modificações e mudanças de rumo tomadas durante o processo e como estas contribuíram na elaboração do produto final.

1.1 justificativa:

As próteses articuladas possuem uma série de características que reduzem consideravelmente o seu número de usuários. Por possuir mecanismos, componentes eletrônicos, certos aspectos personalizáveis, complexidade formal e estrutural, seu preço final para quem adquire o produto costuma ser consideravelmente alto no mercado, ou seja, entre 5000 e 25 000 dólares, o que equivale a valores entre 16 800 reais e 100.000 reais. Nos casos mais extremos, estes preços podem variar igualmente entre 25 000 dólares e 100.000 dólares, ou seja, entre 100.00 reais e 420.000 reais. Esta oferta acaba afastando este produto de uma faixa considerável da população que precisa utilizá-la em seu cotidiano. Apesar de possuírem certas características personalizáveis, estas próteses não conseguem se adaptar satisfatoriamente ao corpo de seu usuário, o que faz com que este se sinta incomodado fisicamente com elas durante seu manuseio e acabe usando-as durante o cotidiano por um tempo reduzido. Isto pode acabar prejudicando a execução de suas tarefas diárias que necessitam ser realizadas em um prazo maior ao que ele consegue usar a prótese sem se sentir incomodado fisicamente. Outro aspecto que pode prejudicar a realização de suas tarefas é o fato que os movimentos/pegas, oferecidos pelas próteses nem sempre conseguem ser adaptáveis às tarefas que ele realiza, tornando assim a execução destas difíceis, frustrantes e cansativas. Porém outro fator que reduz consideravelmente o uso da prótese é a aparência física deste produto possuir muitas características visuais e formais que fazem com que elas se assemelham muito a um maquinário. Isto acaba tornando pouco atrativo e faz com que seus usuários não se sintam à vontade de sair de casa ou encontrar pessoas usando este produto. Este fator tem grandes consequências, pois além de poder alterar consideravelmente o cotidiano, pode afetar na autoestima do usuário de certa forma.

Mudando o processo de produção da prótese, percebe-se que é possível resolver todas estas dificuldades encontradas ao se usar uma prótese convencional. De fato, o preço de confecção de produtos de baixa escala de produção em impressora 3D é consideravelmente reduzido. Além disso, existem uma série de mecanismos de articulação com ativação totalmente manual que permitem a execução de movimentos similares ao das próteses articuladas encontradas no mercado sem precisar colocar uma série de componentes eletrônicos que aumentariam consideravelmente o preço do produto. Estes dois fatores permitem que o preço de uma prótese feita a través deste processo custe em volta de 170 dólares, o que equivale na conversão a um valor médio de 714 reais. A impressão 3d permite igualmente um alto grau de complexidade e de possibilidades na criação de formas, abrindo assim o caminho para a personalização do artefato produzido segundo as características de um usuário específico. Assim, este usuário poderá usar este artefato por um longo prazo e executar suas tarefas com maior eficiência, rapidez e menos cansaço. Além disso, ele poderá usar este produto em ambientes públicos sem se sentir incomodado, considerando que a aparência final será mais amigável. A personalização formal pode ser feita igualmente para aperfeiçoar e adaptar os movimentos que o usuário faz para realizar as tarefas do cotidiano, de modo a torna-los ainda mais específicos e conseqüentemente mais eficientes e confortáveis em sua execução. Assim, neste projeto será feita uma prótese a partir deste processo de impressão 3D que será inteiramente adaptável às características físicas do usuário, ao tipo de tarefas que ele executa no cotidiano, e às suas preferências estéticas.

1.2 Objetivo principal, específicos e metodologia:

Objetivo geral:

Desenvolver uma prótese para mão personalizada, articulada e de baixo custo em impressão 3D

Objetivos específicos:

Para a realização do objetivo geral foram definidos os objetivos específicos a seguir:

- Definir público alvo e suas necessidades
- Pesquisar funcionamento e modo de produção de prótese que mais se adapte ao contexto dado
- Reproduzir e imprimir um produto existente que supra as demandas básicas do público alvo
- Modificar, adaptar e imprimir este mesmo produto tanto na forma quanto na sua função para que ele atenda plenamente às necessidades do público alvo definido

Metodologia:

Para atender aos objetivos específicos citados anteriormente, foi elaborada a metodologia abaixo. A partir do tópico 2.2, esta será seguida passo a passo e comentada até as considerações finais do trabalho. As etapas são as seguintes:

- Criar persona com características físicas e de personalidade que servirão de base para a elaboração da prótese
- Pesquisar produtos similares existentes para selecionar o modelo de base para a modelagem da prótese.
- Reproduzir de maneira exata em software de modelagem paramétrica um modelo existente de prótese articulada de mão para servir de base para a modelagem do produto final
- Propor uma prótese que se adapte as características elaboradas para a persona
- Adaptar com software de modelagem orgânica a prótese anteriormente reproduzida baseando-se na alternativa escolhida
- Escalonar prótese a partir de critérios ergonômicos e físicos do usuário
- Imprimir e montar o modelo
- Realizar testes físicos da prótese e eventuais adaptações nesta mesma segundo os resultados obtidos

2. Pesquisa e definição de público alvo

2.1 Alteração do público alvo inicial

A primeira Etapa, referindo-se a um produto que tem uma interface específica com o usuário, foi a determinação de um público-alvo. Por ser uma produção de baixo custo, baixa escala e permitir uma alta complexidade nas possibilidades de formas de seus produtos, a impressão 3D possibilita com que o artefato possa ser feito especificamente para um só usuário. Logo, de modo a se aprofundar nas possibilidades formais oferecidas por este método de produção, foi decidido que a prótese seria feita exclusivamente para uma só pessoa, atendendo todas as suas características físicas, ergonômicas e estéticas, considerando a harmonia entre a forma, cor e adaptação ao estilo de vida. No começo do processo, foi estipulado que este usuário seria real, e possuindo necessidades para usar este tipo de instrumento em seu cotidiano.

Porém, para que se pudesse realizar este projeto para um paciente real, foi necessário obter a autorização pelo Comitê de Ética da Universidade de Brasília preenchendo uma série de formulários. Estes documentos estipulavam que a pessoa para qual seria feita a prótese necessitava ser um paciente de alguma instituição de saúde, e que qualquer teste, medida ou entrevista deveria ser feita com o auxílio de um profissional de saúde da instituição. Ao possuir estes documentos preenchidos, o comitê de ética em seguida avalia a demanda e, após um prazo padrão de três meses garante ou não a autorização.

No começo, foi tentado estabelecer contato com a rede Sarah para conseguir a autorização de visita em sua instituição, porém, por conta de seu protocolo, este pedido foi recusado. Em seguida, foi estabelecido contato com duas terapeutas ocupacionais de modo a encontrar uma instituição que aceitaria a confecção de uma prótese para um de seus pacientes. A segunda terapeuta ocupacional aconselhou então a contatar a oficina de órteses e próteses do DF, que, como o seu nome indica, realiza, testa e monitora o uso de próteses e órteses para pacientes que sofrem de deficiências físicas. Foi estabelecido contato então com esta instituição, que encontrou um paciente que por suas condições físicas poderia usar uma prótese de mão articulada. Esta mesma instituição igualmente forneceu a ajuda de um terapeuta ocupacional para o auxílio das medidas físicas do paciente e ajudou no preenchimento dos documentos necessários para a aprovação do projeto pelo Comitê de Ética da Universidade de Brasília. Todos os requisitos foram preenchidos para que o projeto pudesse ser realizado como inicialmente imaginado. Contudo, quanto mais aprofundava-se nessa pesquisa pelo cliente real, mais percebia-se que o prazo de execução do projeto e o orçamento seriam mais extensos do que inicialmente planejado. Isso porque existia a forte possibilidade de ter que imprimir várias alternativas de próteses e testá-las no usuário até chegar a versão que mais o satisfizesse. Isso exigiria um tempo muito mais extenso do que foi inicialmente estipulado. Além disso, como várias próteses teriam que ser impressas até chegar à alternativa final, isto acarretaria em um aumento considerável do orçamento que, levando em conta os recursos disponíveis para criar o artefato, poderia tornar o projeto inviável financeiramente.

Após estas pesquisas, foi decidido mudar o perfil de usuário de modo a reduzir tanto o tempo de produção quanto o custo do projeto. Assim, o usuário passou de real para uma persona, ou seja, um usuário imaginário das quais, assim como a pessoa real, as características físicas e pessoais que o definem seriam as informações que serviriam de base para a elaboração da prótese. Isto permitiria que o produto fosse feito em uma ou no máximo duas impressões, reduzindo consideravelmente o tempo de execução do projeto, assim como o seu custo. Cabe esclarecer que a troca de tipo de usuário não inviabilizou a solução do projeto, apenas a quantidade de testes. No decorrer do relatório serão apresentados como estes instrumentos da persona foram aplicados e quais foram os seus desdobramentos nas etapas seguintes de criação da prótese.

2.2 Mapa de Empatia:

De modo a criar o usuário com dados mais precisos em relação a seu cotidiano, suas características físicas e psicológicas, fez-se recurso de uma ferramenta chamada Mapa de Empatia. Esta consiste em uma representação visual em uma mesma imagem de uma série de perguntas envolvendo o usuário imaginado, assim como as suas respostas. As perguntas, “o que pensa”, o que sente, “o que escuta”, “o que fala e faz”, quais são suas dores” e “Quais são seus objetivos” permitem obter uma visão geral da rotina do usuário, sua maneira de pensar, suas necessidades, assim como sua maneira inconsciente de agir comparada com que ele pensa que faz. Estas informações foram usadas em seguida para definir como o produto deve ser produzido ou modificado para atender esta pessoa em particular. Foram realizados um total de sete mapas de empatia de prováveis usuários do produto até definir a descrição exata que seria usada neste projeto. Após uma análise de cada mapa, foi verificado que a maioria destas personas estava mais tendenciosa para a valorização do perfil psicológico. Nestes casos havia poucas modificações físicas para adaptar a prótese às tarefas específicas de seu cotidiano. No entanto uma das personalidades possuía, além da questão psicológica, necessidades na questão do movimento de pega e da motricidade que pareciam ser mais específicas e de suma importância para a realização de tarefas do cotidiano.

Assim, entre todos os perfis construídos, foi decidido fazer o projeto com base na persona do motorista de aplicativo. Este após um acidente não possuía mais os dedos da mão direita, o que dificultava bastante o ato de dirigir tanto ao segurar o volante tanto ao mudar de marcha. Isto o cansava mais, forçando-o a fazer jornadas mais curtas dirigindo seu carro, o que diminuía consideravelmente sua renda em uma situação financeira onde ele era a única pessoa que sustentava toda a sua família. Além disso, os seus clientes após o seu incidente iam diminuindo cada vez mais. Isto porque ele tinha mais dificuldade de dirigir, o que acabava deixando as pessoas que entravam dentro de seu carro inseguras, e pelo fato de alguns clientes sentirem preconceito pelo estado em que ele se encontrava e por conta disso, após a viagem atribuírem-lhe uma nota baixa. Ele é uma pessoa lúcida e sabe que se a situação continuasse como estava ele teria que mudar de emprego para poder ter maior poder aquisitivo para sustentar a sua família. Mas antes de tomar esta decisão, ele decidiu tentar comprar uma prótese personalizada que se adequava a situação dele e ver se o seu contexto poderia melhorar a ponto de manter o seu emprego com esta mudança. Segue na página seguinte o mapa de empatia desenvolvido para esta persona.

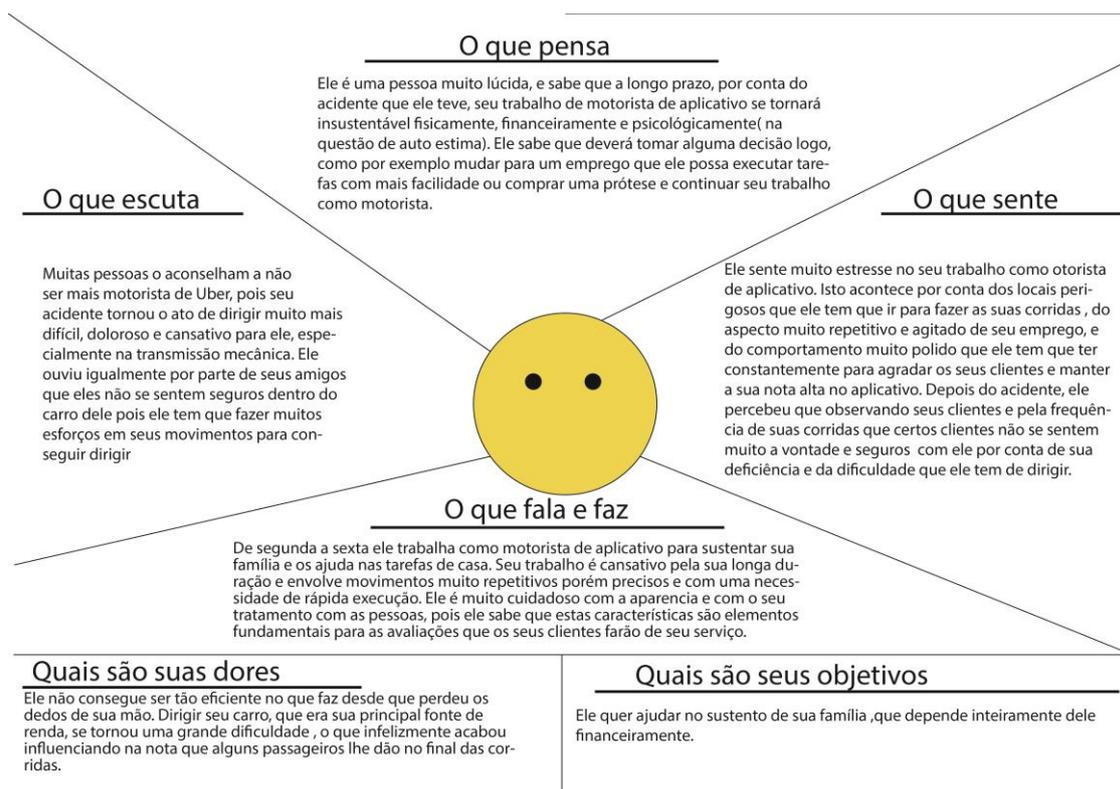


Figura 1: Mapa de Empatia

3. Levantamento de dados

3.1 Análise de mecanismo da prótese:

Antes de pesquisar por produtos similares que pudessem atender aos anseios do usuário, foi feita uma pesquisa para entender o tipo de mecanismo necessário para a articulação dos dedos da prótese. Estes dados foram usados em seguida como critérios de seleção dos modelos de próteses que possuíam os mecanismos de ativação manual mais eficientes. Para o entendimento das articulações necessárias para o artefato foi lido o artigo de Visser e Herder(2009). Ele estabelece uma série de critérios citados a seguir para que este tipo de mecanismo possa funcionar com maior naturalidade e com risco reduzido de bloqueio.

Na figura 2 está representado o mecanismo do dedo, cujas partes enumeradas encontram-se descritas no quadro, e na figura 3 foram feitos dois diagramas de corpo livre que representam as forças atuantes sobre este mesmo dedo.

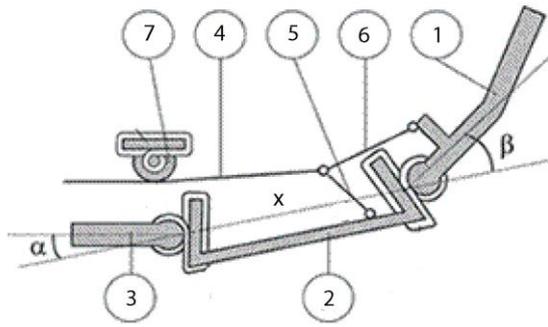


Figura 2 Funcionamento mecânico do dedo de uma prótese

1	Falange superior
2	Falange inferior
3	Região de contato entre a palma da mão e a falange inferior
4	Fio de tensão
5	Bifurcação do fio de tensão para a falange inferior
6	Bifurcação do fio de tensão para a falange superior
7	Trilho para guiar o fio Alfa
α	Angulo da palma inferior em posição de repouso em relação ao eixo de base x da falange inferior
β	Angulo da falange superior em posição de repouso em relação ao eixo de base x da falange superior

Nomenclatura figura 2

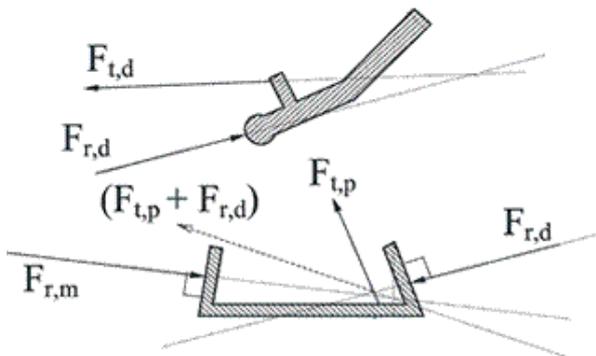


Figura 3: Forças vetoriais aplicadas no mecanismo do dedo de uma prótese

Ft, d	Força do fio sobre a falange superior
Fr, d	Força de contato da falange inferior sobre a superior
Fr, d	Força de contato da falange superior sobre a inferior
Fr, m	Força de contato da palma sobre a falange inferior
Ft, p	Força do fio sobre a falange inferior

Nomenclatura figura 3

Para que um movimento de pega feito pelos dedos de uma prótese seja eficaz para segurar um objeto e seja similar ao funcionamento de uma mão, os dedos devem se fechar de modo que a falange de base entre em contato com o objeto, seguido da falange do meio e por fim da superior. Estes três componentes do dedo da prótese devem ser elementos separados que são juntados por articulações. Porém pode-se fazer uma prótese somente com duas falanges (tornando a do meio e a superior uma só), já que a falange superior raramente costuma se articular e possui uma superfície de contato muito reduzida. O modelo a seguir de explicação do mecanismo de articulações de uma prótese segue esta lógica anterior, já que seus dedos são compostos somente de duas falanges. O mecanismo da figura 2 é executado por um conjunto de cinco fios (4) que se ligam com a ajuda de um trilho/cilindro (7) respectivamente a cada um dos dedos da prótese. Ao chegarem ao seu destino estes fios se bifurcam em dois outros componentes (5 e 6) que se amarram cada um em uma das falanges (1 e 2). A tração, exercida pelas forças f_{td} e f_{tp} por sua vez puxam estas falanges que, por estarem sustentadas por articulações acabam rotacionando para o interior da palma (3), realizando assim a ação de fechamento da mão. Vale anotar que a distância na qual o um fio se separa em dois componentes para segurar as falanges irá influenciar na rotação e na força aplicada nestas peças. Existem igualmente outras forças além das principais f_{td} e f_{tp} que influenciam no movimento do dedo. De fato, elas são oriundas de peças vizinhas que, simplesmente por permanecerem constantemente em contato com as falanges exercem uma força adicional. Este fator acaba influenciando no ângulo da resultante das forças feitas nas falanges assim como na intensidade desta mesma, como podemos ver na figura 2b para o caso da força resultante $F_{tp}+F_{rd}$.

Na questão da força de fricção e da quantidade de massa que pode ser segurada, vale ressaltar que, para materiais sintéticos, estes fatores não dependem somente da força exercida pelos dedos, mas também do tamanho da superfície de contato. Além do mais, Visser e Herder recomendam que, independente da forma do objeto, a força exercida pelos dedos para segurá-lo seja sempre ser igual.

Além do mecanismo para a tração, deve existir um contra mecanismo que permita com que o dedo possa retornar em sua posição de repouso. Foi recomendado segundo o artigo de usar duas molas que partem das extremidades da falange proximal para o dedo e a palma. Não é preciso literalmente ser uma mola, mas pode-se usar um tipo de capa ou fio com alta tendência a elasticidade que é envolvido/ amarrado na falange superior e que permite que o dedo inteiro volte para a sua posição inicial quando a tensão for liberada.

Para evitar possíveis escorregamentos durante a movimentação do dedo, as paredes da extremidade da falange inferior foram alteradas de modo que as duas peças que se ligam a elas não pudessem ficar paralelas junto a ela durante a posição de repouso. Porém, a reconfiguração das paredes da falange inferior foi igualmente feita para que estas pudessem durante a posição de repouso ficar perpendiculares em relação à respectiva superfície da peça na qual elas estão em contato. Isto cria uma anatomia muito mais próxima do dedo em posição de repouso, além de minimizar as possíveis forças de cisalhamento. Vale notar que, para que a dobra do dedo seja correta e com menos atrito possível, os ângulos de alfa e Beta presentes no desenho devem sempre permanecer com valores iguais entre eles, independentemente da posição na qual se encontra o dedo. Esta característica pode ser atingida a través da modificação da posição na qual se encontra o ponto de separação do fio de tensão principal do dedo.

Ao se pesquisar tipos de ativações manuais para este mecanismo, foi encontrado uma ativação que é feita a través da movimentação do pulso. De fato, se os fios do mecanismo partirem de uma peça acoplada no nível do antebraço e o pulso exercer um rotação para dentro (pronação), isto criará uma tensão nos fios em direção contrária ao movimento exercido que permitirá com que o mecanismo possa ser ativado. Vale lembrar, claro, que os comprimentos dos fios deverão ser adaptados para que somente a movimentação do pulso cause tensão suficiente neles para que eles possam puxar as falanges. Um mecanismo de articulação do dedo segundo Visser e Herder(2000) é julgado eficiente quando ele é capaz de reproduzir o ângulo comum de movimento de pega da falange superior em descanso e em repouso, que varia entre 40 a 80 graus. O uso do mecanismo manual citado anteriormente e a possibilidade que este apresenta de regular a quantidade de movimento e de força necessária para a sua ativação permitiria criar uma versão do artefato que cumpre a regra de Visser e Herder (2000) e na qual o indivíduo precisaria fazer uma quantidade mínima de esforço manual para utilizá-lo, priorizando assim o seu conforto.

3.2 Pesquisa de materiais para impressão 3D

De modo a acompanhar as etapas de pesquisas citadas no tópico anterior, foi antecipado a fase de procura do material que seria usado para a impressão 3D. O Material que foi inicialmente considerado para a confecção da prótese foi o ABS. O *acrilonitrila butadieno estireno*, ou simplesmente ABS é provavelmente o material mais usado em impressoras 3D. Sua popularidade provém de características como a sua facilidade geral de extrusão, sua maior resistência à temperatura e a forças externas, e o fato de ser um ótimo material para aplicações profissionais. Sua utilização depende de uma máquina com mesa aquecida e do conhecimento do fenômeno de encolhimento do material, chamado “warp” para evitar descolamento entre as camadas durante a impressão. O ABS tem como vantagens ser mais

barato e menos frágil que o seu material concorrente, o PLA, o que lhe permite criar peças que além de serem mais acessíveis financeiramente possuem uma vida útil maior. Ele possui algumas desvantagens como o fato de ser mais difícil de imprimir e a necessidade usar uma mesa aquecida e de controlar rigorosamente a temperatura durante a impressão para evitar rachaduras. Porém, superadas estas dificuldades este material permite criar peças muito mais resistentes, duráveis, flexíveis e com alta expectativa de vida. A primeira versão da prótese foi de fato feita em ABS por conta dos benefícios que ele trazia, porém, a última versão, por conta dos recursos disponíveis, acabou sendo feita em PLA. Este material, também chamado de poliláctico, é derivado de processos renováveis como o amido de milho e a cana-de-açúcar. Ele possui como vantagens uma maior facilidade de impressão, uma maior rigidez e uma degradação do material de seis meses a um ano após descarte. Já as suas desvantagens são a baixa resistência ao impacto e à alta temperatura.

3.3 Pesquisa por produtos similares

Para modelar os mecanismos de articulações da mão com funcionamento correto e acertar as suas proporções, foram pesquisados modelos de próteses para impressão 3D disponíveis em domínio público para *download*. A prótese escolhida seria usada como modelo de base na qual foram feitas as modificações formais e ergonômicas necessárias para atender às necessidades da persona escolhida.

Todos os modelos possuíam o mesmo tipo de articulação com ativação manual que consiste em cinco fios amarrados na base de cima da peça do pulso que se prolongam ao longo da palma da prótese até cada fio se amarrar em um cilindro na ponta de cada um de seus respectivos dedos. Assim, quando o pulso se movimenta para baixo ele exerce uma força que puxa para trás os cinco fios já tensionados, o que faz com que estes puxem também para trás os respectivos dedos articulados nos quais eles estão amarrados, resultando com o fechamento. Quando a tensão é desfeita os dedos voltam para posição inicial, pois junto com os fios estão igualmente amarradas tiras elásticas que fazem uma força contrária quando o pulso se relaxa para que os dedos possam voltar à sua posição inicial. Este tipo de mecanismo permite reduzir consideravelmente os custos de produção da prótese, pois ele não exige nenhum tipo de componente eletrônico para se tornar funcional.

Entre a série de modelos pesquisados com esta articulação específica, foram priorizados modelos com o menor tamanho possível, mais leves e com pouca organicidade e detalhes em sua forma, de modo a facilitar a etapa de modelagem orgânica. Assim, seguindo estes critérios, foi escolhido o modelo e mão raptor. Este realizava o movimento procurado a partir de um design apurado, simples, compacto, leve, geométrico e de funcionalidade de fácil entendimento. Isto facilitaria a primeira etapa de modelagem paramétrica da prótese tanto na questão de recriação do artefato quanto no ganho de tempo. Além disso, este modelo traria vantagens igualmente na fase seguinte de modelagem orgânica, pois ele permitiria maior liberdade criativa, já no software de modelagem orgânica usado fica muito mais fácil e abre-se mais o leque de possibilidades criativas quando se remodela um objeto que possui formas geométricas, lisas ou um aspecto geral mais simplificado. De certa forma, a prótese raptor era ideal para este programa para ser usada como um “canvas” tridimensional, que por seu aspecto muito apurado permitiria maior liberdade criativa para a elaboração do artefato final.



Figura 4 Prótese Raptor. Fonte: <https://enablingthefuture.org/>



Figura 5: Pheonix Hand : modelo similar de prótese com articulação ativada manualmente. Fonte: <https://enablingthefuture.org/>



Figura 6: UnLimbited Arm. Modelo similar de prótese com articulação ativada manualmente. Fonte: <https://enablingthefuture.org/>

3.4 Reprodução do modelo escolhido

a) Aprendizagem de software de modelagem paramétrica

Após ter sido escolhido o modelo Raptor como ponto de partida para o projeto, foram feitos os *downloads* dos desenhos técnicos desse modelo para que fosse reproduzido da forma mais precisa e fiel possíveis ao modelo original. Seguindo esta necessidade de precisão formal, foi escolhido o *software* de modelagem paramétrica *Fusion 360* para realizar o modelo. Os softwares de modelagem paramétrica costumam ser usados por designers e engenheiros para criar produtos em três dimensões com alta precisão métrica. O *Fusion 360* foi escolhido dentre os seus concorrentes como o *Solid Works* por sua maior popularidade dentre Designers de produtos, por sua maior acessibilidade como *software* e por possuir uma interface e uma lógica de funcionamento mais intuitiva. Porém para que esta prótese Raptor, de grande complexidade na forma, pudesse ser reproduzida com fidelidade, era necessário fazer um aprendizado mais aprofundado neste programa e nos diferentes tipos de modelagem que ele propicia. Após ler o guia oficial da Autodesk, marca que desenvolveu o *Fusion 360*, de aprendizado passo a passo deste programa, foi seguido um plano de aprendizado prático do *software*. O plano de estudo consistia na realização das etapas seguintes para poder chegar ao nível necessário para modelar a peça: modelar peças simples no começo, para em seguida reproduzir progressivamente peças com complexidade cada vez maior, até chegar ao nível de habilidade necessário para realizar a prótese. Assim, no começo foram construídas peças mais simples e com poucos planos, e pouco a pouco foram reproduzidas peças que possuíam

arredondamentos, botões, mecanismos, diversos componentes, etc. A partir do quinto modelo criado chegou-se ao nível necessário para realizar a peça Raptor com grande fidelidade ao original. Vale ressaltar que cada um desses modelos possuía características específicas que estavam todas presentes no modelo da prótese e das quais o conhecimento de sua modelagem era necessário para adquirir a capacidade de se realizar o modelo final com alta fidelidade.

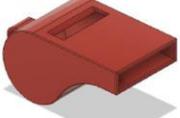
Objetos modelados	Técnicas aprendidas no Fusion que foram usadas para a modelagem da prótese
	Aplicação de desenho técnico no Fusion, extrusão positiva e negativa
	Criar componentes ocios
	Criar objetos feitos com uma mistura de extrusão clássica e revolução de planos.
	Modelar objetos que possuem formas curvas e diversos botões de interação
	Criar objetos constituídos de uma série de componentes que se ligam entre si por meio de articulações

Figura 7 Lista de técnicas aprendidas durante a modelagem de peças com o *Fusion 360* do qual o conhecimento era necessário para a modelagem da prótese Raptor

b) Reprodução modelo a partir de desenho técnico

Realizados os estudos e treinamentos necessários no *Fusion 360*, foram utilizados como base os desenhos técnicos da Prótese Raptor (figura 12) para reproduzir este produto da maneira mais fiel possível ao original. O modelo reproduzido pode ser observado a seguir na figura 11. Todas as peças foram realizadas com sucesso, com exceção dos parafusos do pulso. Estes eram um pouco menores que os originais do desenho técnico o que fazia com que eles não pudessem segurar as peças da palma e do pulso corretamente. Logo, foram colocados

temporariamente no lugar dois parafusos já existentes e de diâmetros similares ao dos furos entre o pulso e a palma. Estes parafusos seriam refeitos e aperfeiçoados nas próximas etapas de modelagem.

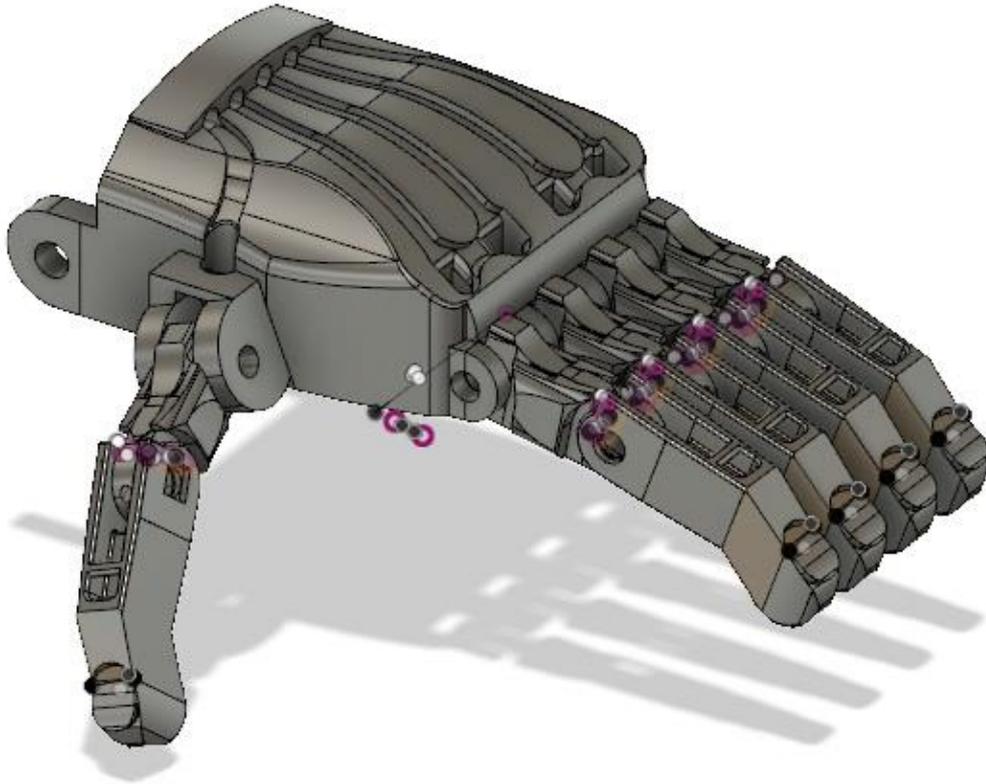


Figura 8: Modelagem no programa Fusion 360 da prótese Raptor

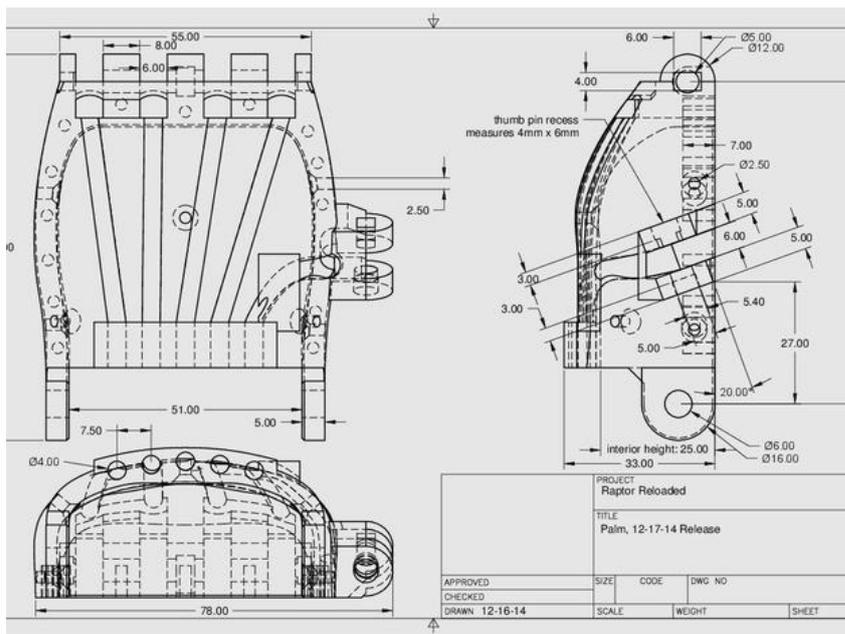


Figura 9: Desenho técnico da Prótese Raptor

O estudo deste software de modelagem paramétrica permitiu a reprodução com alta precisão da prótese Raptor a partir de seus desenhos técnicos. O artefato modelado foi impresso em menor escala e todas as suas articulações funcionavam sem dificuldade. Os objetos modelados durante o treinamento do software tiveram a sua importância, pois cada um deles possuía características formais próprias que estariam todas presentes durante o processo de modelagem da prótese. Logo, foi possível realizar este último modelo com mais facilidade e em tempo menor, a pesar da complexidade em detalhes demandada durante esta modelagem.

4. Planejamento do produto

4.1 Geração de alternativas:

A partir do estudo do modelo reproduzido foi possível em seguida passar para as etapas formais do projeto. Nesta etapa, foram desenvolvidas versões da prótese modificada com base no perfil do usuário estabelecido anteriormente no mapa de empatia. Como o usuário passava o dia dirigindo um carro, foi adaptada a palma e os dedos da prótese às superfícies nas quais ele irá exercer um movimento de pega, como o volante e a marcha. Para isso, a forma das falanges inferiores e superiores foi alterada de modo a se assemelhar um pouco a um gancho. Com essa configuração o movimento de pega consegue mais facilmente “abraçar” todas as superfícies curvas nas quais ele irá se apoiar, o que acaba aumentando a aderência. De modo a potencializar esta função, a parte de frente da palma foi alterada com uma forma que acompanha o arredondamento dos dedos quando eles se fecham. Além da área de contato com a superfície e a aderência, a forma arredonda na parte de frente da palma pode ser usada como um instrumento de trava no momento de posicionar a prótese para fechar seus dedos em volta da superfície.

Tendo em vista que essa modificação que tinha inicialmente somente o objetivo funcional, foi decidido que a prótese teria formas mais arredondadas e orgânicas. Porém esta característica formal deveria ser implementada de maneira moderada, pois segundo o mapa de empatia do motorista de aplicativo, a prótese necessitava ser discreta em sua aparência. Esta discrição também foi implementada na alternativa proposta ao usar as formas curvas das próteses para tentar esconder o máximo possível as articulações e para que este produto pareça mais com a forma da mão do que com uma máquina. Esta necessidade também foi cumprida ao se suavizar bastante na palma as formas dos trilhos nos quais passavam os fios. O compartimento da palma com os furos e a caixa acoplada no pulso na qual saem os fios foi modificada para seguir os movimentos curvos e orgânicos desenhados para a alternativa. O resultado de todo este processo pode ser observado na figura 14. Por fim, foi feita uma renderização da alternativa na qual foi implementada uma cor azul clara próxima do cinza, de modo a sugerir discrição e calma (figura 15)



Figura 10: Geração de alternativas



Figura 11: Alternativa escolhida renderizada

4.2 Modelagem orgânica da prótese

Após a fase de geração de alternativas, iniciou-se a etapa de modificação do modelo de base da prótese para que ele se assemelhe com a alternativa desenvolvida. Para isso, foi usado primeiro um programa de modelagem orgânica *Z brush*, já que o modelo desenvolvido possui muitos arredondamentos e curvas que podem ser mais facilmente reproduzidos neste programa do que em um software de modelagem paramétrica como o *Fusion*. Diferente do *Fusion*, o *ZBrush* funciona como um Photoshop em três dimensões. É possível escolher pincéis que remetem a instrumentos e ações decorrentes da escultura, como adicionar massa, tirar massa, polir, cortar, puxar, e assim modela o modelo escolhido de maneira muito mais fluida, interativa e orgânica do que em outros softwares.

Para o desenvolvimento do modelo, primeiro foi feito o download da prótese de base modelada e cada uma de suas peças foi colocado em uma layer diferente para que no fim do processo cada uma delas pudesse ser salva como objetos diferentes. Em seguida a quantidade de polígonos de todas as peças foi triplicada usando a Ferramenta *Dyna Mesh*, pois a quantidade baixa de polígonos do modelo original não permitia fazer uma modelagem de muita precisão nos objetos. A última modificação feita antes de começar de fato a modelagem foi inverter a palma da mão para que a prótese seja utilizada na mão direita, o que não era o caso no modelo original da *Raptor*, projetado para a mão esquerda.

Feitas todas estas preparações começou-se o longo processo de remodelagem da prótese. Todas as linhas e desenhos retos do objeto foram apagados, e formas geométricas do objeto passaram por um processo de suavização e arredondamento. Nesta Etapa percebeu-se que a modificação do modelo não conseguiria atingir a mesma forma que a desenvolvida para a alternativa, pois alguns desenhos que esta demandava corriam o risco de prejudicar o funcionamento das articulações do produto ou da passagem dos fios. Logo o modelo manteve visualmente alguns aspectos originais para que pudesse funcionar. Houve igualmente durante esse processo ideias adicionais para melhorar a alternativa e que foram implementadas durante a modelagem. Uma delas era ao alisamento quase total da parte de cima da palma, que na alternativa continuava com os seus trilhos cavados dentro do objeto para a passagem dos fios. Após reflexão julgou-se que esses trilhos não iam alterar em nada no funcionamento do objeto e que, apesar de terem sido redesenhadas, ainda davam um aspecto mecânico ao objeto. Logo elas foram praticamente apagadas e nenhuma alteração da forma foi feita nesta região, pois isto deixava o produto mais simples e discreto, como desejava a persona.

Outra grande modificação que foi feita durante o processo no modelo foi o posicionamento do polegar. Este no modelo original partia a 90 graus em relação aos outros dedos da mão. Esta configuração poderia atrapalhar os outros dedos durante o movimento de pega, travando-os eventualmente. Além disso a orientação na qual estava o polegar não lhe oferecia possibilidade de interagir com nenhuma das superfícies de pega. Logo, foram feitas três modificações nesta parte da prótese. A primeira consistiu em rotacionar mais para dentro da palma os dois furos nos quais são colocadas as duas falanges do polegar, fazendo com que ele interaja melhor com as pegadas. Em seguida estas duas falanges foram colocadas de cabeça

para baixo para que durante a realização do movimento de pega esta parte da prótese pudesse “abraçar “ a superfície “com a mesma eficácia que os outros dedos. Por fim, as falanges inferiores e superiores tiveram sua superfície de baixo modificadas de modo que elas ficassem mais arredondadas e com aspecto de pinça, aumentando desta forma a possibilidade de aderência da prótese ao volante e à marcha.

A última modificação feita no produto foi a junção da caixa que segurava os fios e do pulso em um mesmo objeto. Isto porque não tinha nenhuma praticidade ou justificativa de deixar estas duas peças separadas, como era o caso no modelo anterior. As peças em formato de agulha que seguram os fios foram as únicas que não foram modificadas durante o processo de remodelagem. Devido ao fato de que não se sabia qual era o diâmetro ideal para os fios das articulações e que estes iam passar por dentro das cavidades dos parafusos, foram aumentados todos os furos das peças em um diâmetro que permitia que até um fio de diâmetro 5mm pudesse passar sem dificuldades. Isto foi feito criando no software cilindros com o diâmetro de furo desejado. Em seguida cada um destes cilindros foi colocado nos locais onde se desejava fazer os furos, e foi realizado um processo chamado *Dynamesh Sub*, no qual um objeto é apagado e causa a remoção da área de um outro objeto com o qual ele estava em contato. Desta forma, foi possível se criar com a ajuda de cilindros furos maiores nas áreas de articulação e de passagem de fios da palma da prótese.

Finalizada a modelagem orgânica, a resolução da prótese foi reduzida para que cada peça pudesse ter uma quantidade de pontos que formam seus polígonos inferiores a 5000. Isto porque os programas de impressão 3d e de modelagem paramétrica só conseguem ler arquivos com uma quantidade de pontos abaixo deste nível. Apesar desta queda de qualidade, a diferença é pouco perceptível quando a peça está impressa. Para finalizar esta Etapa, os arquivos foram exportados em formato Stl, que é tanto um formato de leitura de modelos de impressão 3D quanto um formato para abrir modelos em qualquer outro programa de modelagem 3D, como o *Fusion 360*, por exemplo. Segue abaixo nas figuras 16 a 20 as vistas da prótese remodelada a partir do *Software* de modelagem orgânica.



Figura 12 Vista lateral da prótese com modelagem orgânica



Figura 13 Vista frontal da prótese com modelagem orgânica



Figura 14 Prótese de modelagem orgânica preparando movimento de pega sobre cilindro



Figura 15: Prótese de modelagem orgânica exercendo movimento de pega sobre cilindro



Figura 16: Vista em $\frac{3}{4}$ da prótese de modelagem orgânica

4.3 Adaptações Ergonômicas

a) Adaptações às medidas da prótese

Nesta fase do projeto foram feitas uma série de adaptações ergonômicas para que a prótese pudesse se adaptar a mão de seu usuário. Eles foram feitas baseadas na obra de Ida, que estabelece um roteiro para se adaptar o uso de um objeto ao seu usuário e à sua função específica. Antes de pegar as medições necessárias para a adaptação do objeto, deve se fazer um planejamento do experimento. Esse envolve descrever as variáveis a serem medidas; a precisão desejada e o procedimento que será adotado para se fazer as medições. Vale ressaltar que, como o usuário não é real e que no final do projeto serão realizados testes de funcionamento da prótese impressa, a prótese foi adaptada às medidas de minha mão. Como a prótese é movimentada pelo punho fechado e é segurada pelo usuário por esta mesma parte do corpo, foi decidido colher as medidas seguintes: comprimento da mão fechada, largura da mão fechada, e altura da mão fechada. Considerando X como o comprimento, Y como a altura, e Z como a profundidade, foi medido que a mão do usuário teria os seguintes valores: X=105mm (x sendo a distância que parte da ponta da mão fechada até metade do pulso), Y=93 mm e z=78 mm. A partir destes dados e dos da prótese no seu tamanho original, foram feitos cálculos de proporção para se achar as dimensões que a prótese necessitaria para se adaptar a mão do usuário. Estes foram: x = 140 mm, y=140 mm e z= 940 mm.

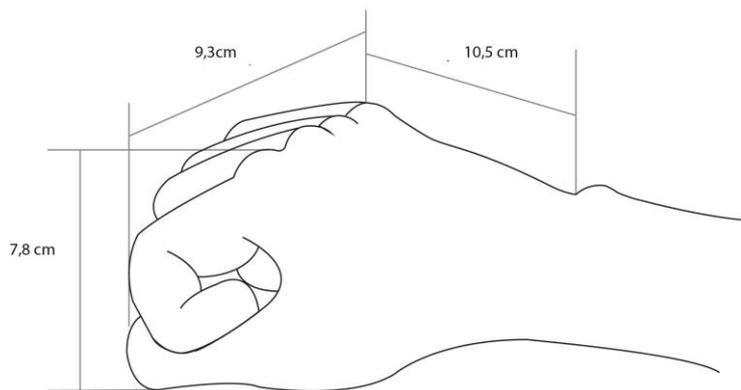


Figura 17: Medidas da mão

A precisão desejada para o artefato é alta, pois o usuário ao utilizar a prótese se encontra em um caso de antropometria estática, na qual a realização do movimento depende da estabilização da maior parte do corpo e da movimentação em pequeno grau de um membro específico, neste caso a movimentação do pulso. O procedimento adotado para se fazer as medições seria diretamente em contato físico com o organismo, já que ele envolve uma área pequena do corpo da qual a precisão das medidas deve ser alta para que se possa realizar um produto anatomicamente adaptado.

movimento executado pelo usuário para a ativação do mecanismo da prótese envolve a rotação do pulso, foram procuradas informações a respeito desta movimentação específica. Logo, foram encontrados na obra de Ida(2005) dados que estipulam que a extensão máxima do pulso para que ele permaneça numa zona de conforto e de esforço mínimo para o usuário é de 65 graus, e a de flexão mínima de 70 graus. A prótese seria então adaptada para que a movimentação do pulso para a ativação do mecanismo gire em torno destes valores. Por fim, antes de começar a fazer as adaptações ergonômicas na prótese, era necessário colher medidas sobre as potenciais áreas de contato de uma mão nos dois tipos de pega na qual a prótese iria se segurar. Isto permitiria que este artefato pudesse ser modificado de modo a maximizar a sua aderência nestas superfícies. Para isso, foi seguida uma adaptação ergonômica proposta por Ida(2005) que envolve embrulhar/enrolar as superfícies nas quais serão realizados os movimentos de pega com um pedaço de papel, para em seguida colocar tinta na mão e fechar esta na superfície coberta por papel. Em seguida, a folha é aberta, e as áreas da mancha da mão que possuem mais tinta são os locais que possuem maior contato com a folha. O objeto é então modificado a partir destes dados para que ele possa aderir melhor na mão do usuário.

Assim, levando esta técnica para o projeto da prótese foi feito o teste indicado por Ida e percebeu-se que no volante e na marcha, as áreas de maior contato da mão eram as falanges inferiores. Desta maneira, foi decidido para ter maior aderência a estes componentes do carro modelar uma maior superfície nas partes inferiores das peças da falange inferior, de modo a aumentar o potencial de contato e de aderência delas.

Considerando estes dados, a aderência dos dedos para o movimento de pega foi modificada com o uso do programa *Z Brush*. Já as proporções gerais da prótese foram modificadas diretamente no software de impressão 3D *Flashprint*, que possuía um sistema de escalonamento intuitivo e preciso. Como a palma era a única peça (com exceção do o pulso) que entrava em contato com a mão, e como ela possuía todos os encaixes das principais articulações, ela foi considerada como o elemento central para se determinar as medidas e proporções de todas as outras peças. Assim, após as medidas da palma serem definidas, no mesmo programa *Flashprint* foram modificadas a medidas x, y e z de todas as outras peças para que elas se adaptassem aos seus respectivos encaixes e assim ter um tamanho proporcional ao da palma. Feitas todas estas modificações, a prótese estava pronta para a etapa de impressão.

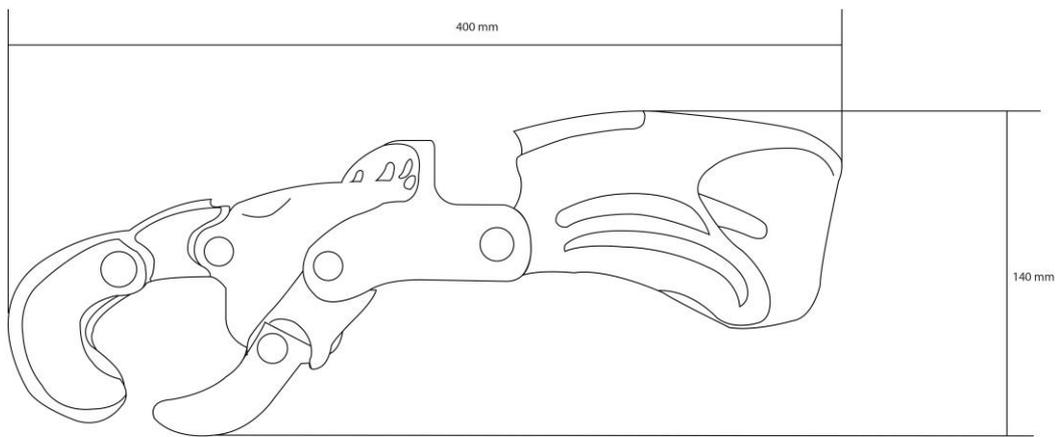


Figura 18: Vista lateral da versão final da prótese com medidas

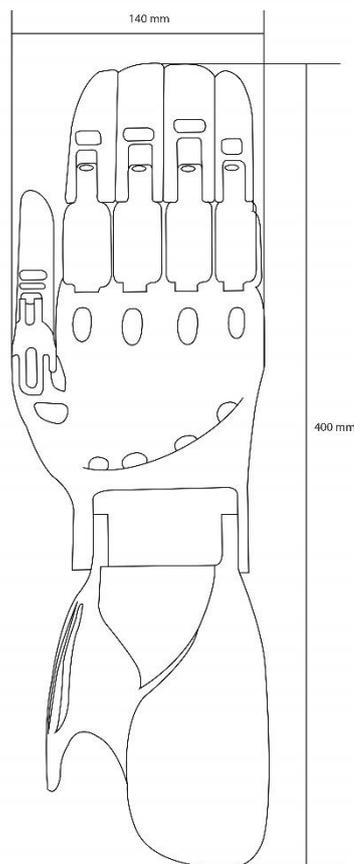


Figura 19: Vista superior da versão final da prótese com medidas

b) adaptações a partir de testes físicos

Após a impressão das peças da prótese, pôde-se perceber uma série de defeitos que dificultavam a montagem do produto. O mais recorrente foi o tamanho dos parafusos. Mesmo que estes tenham sido feitos baseados no tamanho dos furos nos quais se encaixariam, eles possuíam um diâmetro muito grande que os impediam de cumprir sua função. A solução foi simplesmente lixar a sua forma cilíndrica até que ela possuísse um diâmetro adequado para encaixe. Porém, os dois parafusos que ligavam a palma da mão com os dedos possuíam um problema adicional além do encaixe. De fato, por possuírem uma cavidade no interior do seu corpo cilíndrico para passar os fios, eles tendiam a dobrar em sua ponta quando eram colocadas falanges em volta desta região. Isto acabava reduzindo a capacidade desta peça de se articular. O problema foi resolvido refazendo o parafuso com a adição de uma superfície maciça em sua ponta de espessura 3mm e da altura do diâmetro do parafuso. Isto fez com que o parafuso pudesse ganhar mais rigidez e ao mesmo tempo manter a sua cavidade na qual passavam os fios. Desta forma, as falanges que se apoiavam na ponta desses parafusos puderam se articular com maior eficiência.

As peças se adaptaram na mão e no pulso do usuário, porém percebeu-se que algumas delas eram frágeis por conta da porcentagem muito baixa de preenchimento interno, que girava em torno de 5% para que as impressões pudessem ser feitas mais rapidamente e gastando uma quantidade reduzida de filamento. Logo, algumas peças quebraram durante o processo de implementação das articulações, mas elas foram facilmente concertadas por meio de cola forte sem causar nenhum prejuízo ao manuseio do artefato.

O processo de colocar as articulações possuiu uma série de dificuldades que foram superadas no final do projeto. O fio de Nylon de 0,60mm foi escolhido para puxar as articulações dos dedos, porém antes foram testados dois outros fios que, por conta de sua espessura e sua superfície mais deslizante, eram mais difíceis de serem amarrados e não aguentavam muita força sem se desfazer ou se desamarrar.

Já no caso dos elásticos que fazem a força contrária, foram escolhidos fios de 2,6 mm de diâmetro revestidos de tecido. Sua grande espessura fornecia a força suficiente para puxar as falanges e a sua superfície mais aderente evitava que os elásticos se desfizessem ou se desamarrassem devido a tensão. Foram cortados fios elásticos de 11 cm, pois estes ao serem esticados conseguiam alcançar as regiões do pulso nas quais eles seriam amarrados, e com esta mesma tensão conseguiam fornecer a força necessária para levantar as peças dos dedos quando estes se encontravam em posição de repouso. A única dificuldade desta parte foi encontrar a medida certa do fio para que ele pudesse cumprir a sua função corretamente.

O maior problema encontrado durante a articulação da prótese foi que os fios de nylon que puxavam as falanges superiores para baixo não conseguiam articular as falanges inferiores. Independente da força exercida, estas permaneciam imóveis. A solução encontrada foi parecida com a do artigo de Visser e Herder (2009), ou seja, colocar um fio suplementar para cada um dos dedos, que neste caso seria colada na região inferior da falange inferior. Logo, quando os fios de Nylon eram puxados,

estes exerciam força tanto na falange superior quanto a inferior para que assim as duas peças pudessem se articular. Porém, para que esse movimento pudesse funcionar, era necessário que a falange inferior se movimentasse primeiro, e em seguida a superior. Caso contrário, somente uma das falanges conseguiria se mover. Logo foi necessário realizar uma dosagem no comprimento e na tensão dos fios das falanges superiores em relação às inferiores, no qual as peças inferiores possuíam fios mais tensionados, fazendo com que eles se dobrassem primeiro.

O compartimento do pulso que tinha como função armazenar as “agulhas” nos quais os fios eram amarrados possuíam alguns problemas em sua estrutura interna, o que fez com que as agulhas não pudessem ficar encaixadas na mesma profundidade. Porém, isto acabou não atrapalhando a regulagem da movimentação do pulso, pois a pesar destes defeitos, a rotação necessária deste para a ativação do mecanismo foi inferior em extensão a 65 graus e em flexão a 70 graus. Logo, a movimentação do pulso para a ativação do movimento se encontrava em uma zona confortável fisicamente para o usuário.

5 Considerações finais

O produto final atendeu às necessidades técnicas de seu usuário, pois ele permite segurar o volante e a marcha de um carro com firmeza suficiente para que estes possam ser manuseados. Além disso, este artefato corresponde ao tamanho definido pela mão e pelo pulso do usuário, e a ativação manual de seu mecanismo não apresenta desconforto. Porém, a pesar de muitas mudanças em sua forma, a prótese continuou tendo um aspecto visual muito mecânico e chamativo, o que acabou reduzindo o seu apelo estético. Isto foi causado por três razões: pelo fato das regiões das juntas terem sido minimamente modificadas para evitar qualquer prejuízo ao seu mecanismo; pelo fato da região superior da palma da mão na qual passam expostos os fios de articulação não ter sido escondida por um sistema de tampa; e por fim pelo fato dos dedos projetados terem um tamanho maior do que dedos humanos. No seu aspecto mecânico, a prótese teve que passar modificações físicas suplementares para que todas as suas articulações funcionassem perfeitamente e com sincronia. A implementação dos fios das articulações revelou-se um processo longo e cansativo, que para futuras versões deverá ser re-imaginado para se tornar uma etapa mais fácil e intuitiva para o usuário. A pesar de todas estas dificuldades, pode-se perceber que o artefato final satisfaz as necessidades estabelecidas pela persona desenvolvida, cumprindo desta forma o objetivo estabelecido. Modificações que levam em conta as observações anteriores logicamente deverão ser implementadas em futuras versões aprimoradas da prótese para que as necessidades do usuário possam ser cumpridas com maior profundidade e eficiência.

Referências bibliográficas

VISSER DE, Hans; HERDER Just L. **Force-Directed design of a voluntary closing hand prosthesis**, **Journal of Rehabilitation Research and Development**. Maio/junho 2000. Páginas 261-271.

Design e Engenharia de produção-Wilmer Group, Delft University of Technology, Mekelweg 2, The Netherlands, Maio 2000

IDA,Itiro. **Ergonomia Projeto e produção**. 2ª edição revista e ampliada, Blucher, 2005

Autodesk oficial online Product Documentation step by step guide for Fusion 360.

<https://www.autodesk.com/products/fusion-360/learn-support>. Acesso em setembro de 2018

AJURN, Aditya; SAHARAN, Lokesh; TADESSE, Yonas. **Design of a 3D printed hand prosthesis actuated by nylon 6-6 polymer based artificial muscles**. IEEE, 25 de agosto de 2016

SLADE, Patrick; AKTHAR; Aadeel, NGUYEN; Mary, BRETL; Timoty :**Tact: Design and Performance of an Open-Source, Affordable, Myoelectric Prosthetic Hand**. Páginas 1 a 6, IEEE, junho 2015

3d Matter. **FDM 3D Printing materials compared-2016**-<https://www.3dhubs.com/knowledge-base/fdm-3d-printing-materials-compared/>. Acesso em outubro de 2019