

UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
FACULDADE ENGENHARIA
CURSO DE GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

Luiz Longo

CeratoGlasses: Óculos Digitais Como Correção Para o Ceratocone

Juiz de Fora
2017

Luiz Longo

CeratoGlasses: Óculos Digitais Como Correção Para o Ceratocone

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Juiz de Fora, como requisito parcial para obtenção do título de Bacharel em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Dr. Raphael Fortes Marcomini

Juiz de Fora

2017

Ficha catalográfica elaborada através do programa de geração automática da Biblioteca Universitária da UFJF, com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

Longo, Luiz.

CeratoGlasses: Óculos Digitais Como Correção Para o Ceratocone / Luiz Longo. -- 2017.

93 f. : il.

Orientador: Raphael Fortes Marcomini

Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) - Universidade Federal de Juiz de Fora, Faculdade de Engenharia, 2017.

1. Ceratocone. 2. Impressão 3D. 3. Design CAD. 4. Óculos Digitais. 5. Prototipagem. I. Fortes Marcomini, Raphael, orient. II. Título.

Luiz Longo

CeratoGlasses: Óculos Digitais Como Correção Para o Ceratocone

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Juiz de Fora, como requisito parcial para obtenção do título de Bacharel em Engenharia Mecânica.

Aprovada em 10 de novembro de 2017

BANCA EXAMINADORA,

Prof. Dr. Raphael Fortes Marcomini - Orientador
Universidade Federal de Juiz de Fora

Prof. Dr. Moisés Luiz Lagares Júnior
Universidade Federal de Juiz de Fora

Prof. Ma. Mariana Paes da Fonseca Maia
Universidade Federal de Juiz de Fora

AGRADECIMENTOS

Agradeço a todos aqueles que contribuíram de alguma forma para a minha formação acadêmica, profissional e pessoal até o presente momento. Principalmente aos mestres que ajudaram a despertar a paixão pela Engenharia.

Ao orientador Raphael Marcomini, agradeço pela atenção, sugestões e apoio durante a execução deste trabalho.

Ao professor Roland Chen, pela oportunidade que me proporcionou na Universidade de Michigan, local onde se potencializou meu interesse pelo uso de impressão 3D em Medicina Assistiva.

À Nicole, pelo auxílio na revisão linguística desta monografia e pela companhia de todos os momentos.

Aos amigos e familiares que estiveram sempre ao meu lado e tornaram essa caminhada mais leve, meu muito obrigado.

“Mais do que de máquinas, precisamos de humanidade. Mais do que de inteligência, precisamos de afeição e doçura. Sem essas virtudes, a vida será violenta e tudo será perdido”.

(Charles Chaplin)

RESUMO

A presente monografia aborda todo o processo de desenvolvimento e construção de um protótipo de óculos digitais que possui potencial para auxiliar e melhorar a acuidade visual de pacientes com ceratocone. O ceratocone é uma doença oftalmológica bastante rara e peculiar que ainda não apresenta correções visuais perfeitas ou satisfatórias para boa parte de seus portadores. Apesar de toda a tecnologia cirúrgica e dos diversos métodos de tratamento existentes, muitas vezes o paciente não alcança uma correção completa, o que dificulta a vida diária e a execução de tarefas simples. No ceratocone, o paciente consegue obter uma acuidade visual razoavelmente boa quando a imagem é formada muito perto de seus olhos, entretanto, para imagens distantes a visão não é satisfatória. Partindo desta observação, este projeto explora a boa visão de perto dos pacientes através da construção de um protótipo de óculos digitais impresso em 3D. Câmeras instaladas nos óculos captam as imagens distantes e as projetam em telas LCD que são posicionadas onde as lentes convencionais geralmente são alojadas. O fato de agora a imagem estar sendo “virtualmente” formada perto do olho gera uma melhor acuidade visual para o paciente. O desenvolvimento deste dispositivo cria uma nova alternativa de baixo custo para a correção do ceratocone e melhora a acuidade visual de seus portadores, tendo grande potencial para facilitar o dia-a-dia e melhorar a qualidade de vida dos usuários.

Palavras-chave: Ceratocone. Impressão 3D. Design CAD. Óculos Digitais. Prototipagem.

ABSTRACT

The present monograph addresses the whole development and construction process of a digital glasses prototype that has the potential to aid and improve the visual acuity of patients with keratoconus. Keratoconus is a rare and peculiar ophthalmic disease that does not yet present perfect or satisfactory visual corrections for most of its patients. Despite all the surgical technology and various treatment methods available, the patient often does not get a complete correction, which makes daily life and the execution of simple tasks difficult. In keratoconus, the patient can achieve a reasonably good visual acuity when the image is formed very close to his eyes, however for distant images the vision is not satisfactory. Based on this observation, this project explores the patient's good close eyesight through the construction of a 3D printed digital glasses prototype. Cameras installed on the glasses capture distant images and project them onto LCD screens that are positioned where conventional lenses are usually housed. The fact that the image is now being "virtually" formed near the eye creates a better visual acuity for the patient. The development of this device creates a new low-cost alternative for the correction of keratoconus and improves the visual acuity of its patients, having great potential to facilitate the daily routine and to improve the life quality of its users.

Keywords: Keratoconus. 3D Printing. CAD Design. Digital Glasses. Prototyping.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Imagem de olho com Ceratocone.....	17
Figura 2 – Topografia corneana mostrando Ceratocone severo no olho direito (esquerda da foto) e Ceratocone incipiente paracentral no olho esquerdo (direita da foto).....	19
Figura 3 – Segmentos de anel intracorneano.....	22
Figura 4 – Ceratoplastia penetrante com sutura contínua.....	24
Figura 5 – Metodologias e etapas do trabalho.....	30
Gráfico 1 – Correções mais utilizadas para o Ceratocone.....	33
Gráfico 2 – A sua correção é satisfatória?.....	33
Gráfico 3 – A sua correção é confortável?.....	34
Gráfico 4 – Você se adaptou bem a lentes rígidas?.....	34
Figura 6 – Mapa de Empatia.....	36
Gráfico 5 – Maior distância de foco e nitidez (Olho Esquerdo - OE).....	39
Gráfico 6 – Maior distância do foco e nitidez (Olho Direito - OD).....	39
Gráfico 7 – Menor distância do foco e nitidez (Olho Esquerdo - OE).....	40
Gráfico 8 – Menor distância do foco e nitidez (Olho Direito - OD).....	40
Figura 7 – Filmadora Veicular.....	45
Figura 8 – Chipset e Câmera frente e verso.....	47
Figura 9 – Tela frente e verso.....	47
Figura 10 – Cabo flat.....	48
Figura 11 – Chipset e câmera após remoção de componentes desnecessários.....	48
Figura 12 – Primeiros esboços.....	49
Figura 13 – Armações das telas, lentes e câmeras.....	50
Figura 14 – Suportes para bateria e chipset.....	51
Figura 15 – Suporte para câmera e chipset.....	52
Figura 16 – Montagem virtual final do Ceratoglasses frente e verso.....	53
Figura 17 – Impressora Tec3D.....	54
Figura 18 – Impressora Prusa i3.....	55
Figura 19 – Fatiamento pelo <i>RepetierHost</i>	57
Figura 20 – Configurações <i>Slic3r</i>	60
Figura 21 – Tec3D imprimindo armações do CeratoGlasses.....	61
Figura 22 – Montagem do protótipo.....	62
Figura 23 – Montagem do protótipo.....	63

Figura 24 – Protótipo em funcionamento.....64

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Classificação dos graus de evolução do Ceratocone.....	20
Tabela 2 – Perguntas e respectivos números de respostas da pesquisa online.....	32
Tabela 3 – Especificações técnicas do Arduino Uno e do Raspberry Pi 3 Model B.....	42
Tabela 4 – Custos básicos com utilização do Raspberry Pi.....	43
Tabela 5 – Custos básicos com utilização da filmadora veicular.....	45
Tabela 6 – Custos de produção unitário do protótipo.....	65

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

KC	Ceratocone
LC	Lentes de Contato
D	Dioptrias
AVCC	Acuidade Visual com Correção
AV	Acuidade Visual
CXL	<i>Cross-Linking</i>
AM	Manufatura Aditiva
RP	Prototipagem Rápida
FDM	Modelagem Por Deposição de Material Fundido
SLA	Estereolitografia
SLS	Sinterização Seletiva por Laser
LOM	Fabricação de Objetos por Camadas
ABS	Acrilonitrila Butadieno Estireno
PLA	Poliácido Láctico
PNE	Portadores de Necessidades Especiais
OE	Olho Esquerdo
OD	Olho Direito
CAD	<i>Computer Aided Design</i>
PCI	Placas de Circuito Interno
PETG	Politereftalato de Etileno com Glicol
TPU	Poliuretano Termoplástico
MDF	<i>Medium-Density Fiberboard</i>

LISTA DE SÍMBOLOS

D	Dioptria
kB	Quilobyte
GB	Gigabyte
MHz	Megahertz
GHz	Gigahertz
mW	Miliwatt
V	Volt
mAh	Miliampere-hora
kWh	Quilowatt-hora
kg	Quilograma
°C	Grau Celsius
cm	Centímetro
”	Polegada

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
1.1	OBJETIVOS.....	16
1.1.1	Objetivos específicos	16
2	O CERATOCONE	17
2.1	CLASSIFICAÇÃO.....	19
2.2	TRATAMENTOS.....	20
2.2.1	Óculos e Lentes de Contato Gelatinosas	21
2.2.2	Lentes de Contato Rígidas e Semirrígidas	21
2.2.3	Implante de Anel Intracorneano	22
2.2.4	Transplante de Córnea	23
2.2.5	Cross-Linking (CXL)	24
3	A IMPRESSÃO 3D	26
3.1	ESTEREOLITOGRAFIA (SLA).....	27
3.2	SINTERIZAÇÃO SELETIVA A LASER (SLS).....	28
3.3	MODELAGEM POR DEPOSIÇÃO DE MATERIAL FUNDIDO (FDM).....	28
3.4	MANUFATURA DE OBJETOS EM LÂMINAS (LOM).....	28
4	METODOLOGIA	30
5	IMERSÃO E MOTIVAÇÃO	31
6	CERATOGLASSES	37
6.1	VALIDAÇÃO.....	37
6.2	ESCOLHA DA BASE DE FUNCIONAMENTO E PERIFÉRICOS.....	41
6.3	DESIGN E FABRICAÇÃO DO PROTÓTIPO.....	46
6.3.1	Design do Protótipo	46
6.3.2	Fabricação do Protótipo	53
6.3.2.1	Impressão utilizando a Tec3D.....	56
6.3.2.2	Escolha do material de impressão.....	57
6.3.2.3	Configurações do <i>Slic3r</i> para impressão.....	58
6.3.2.4	Impressão 3D das peças do CeratoGlasses.	61
6.4	MONTAGEM DO PROTÓTIPO.....	62
7	RESULTADOS E DISCUSSÕES	65
8	CONSIDERAÇÕES FINAIS	66
8.1	TRABALHOS FUTUROS.....	66

REFERÊNCIAS.....	68
APÊNDICE A.....	71
APÊNDICE B.....	77
APÊNDICE C.....	88

1 INTRODUÇÃO

A oftalmologia, assim como todas as ciências no geral, evoluiu nas últimas décadas mais do que havia evoluído em séculos. Grande parte desta evolução pode ser creditada às contribuições da Engenharia nesta área da Medicina. A interdisciplinaridade foi essencial no desenvolvimento de equipamentos de análise clínica cada vez mais sofisticados e poderosos, que proporcionam um diagnóstico mais preciso e precoce. Precisão e precocidade que podem em muitos casos ser essenciais na prevenção e contenção da evolução de variadas complicações oculares.

Impossível não se perceber também o aprimoramento da técnica cirúrgica oftalmológica, que evoluiu a passos largos através da cooperação entre a Medicina e a Engenharia. Grande exemplo disso são as cada vez mais presentes cirurgias a laser, em substituição aos mais invasivos e imprecisos métodos manuais.

O desenvolvimento do estado da arte da oftalmologia também proporcionou um melhor mapeamento e definição de diversas doenças que há menos de um século não eram sequer reconhecidas. Tal fato aumentou a complexidade e especificidade dos tratamentos para cada tipo de doença, buscando resultados cada vez melhores. Apesar de todo o esforço, algumas doenças mais peculiares e com menores taxas de incidência populacional ainda não apresentam soluções que proporcionem correções perfeitas ou satisfatórias. Uma destas doenças é o ceratocone.

Apesar da notória evolução nos diversos tipos e formatos de lentes, assim como na técnica cirúrgica, a maioria dos portadores de ceratocone não está satisfeita com suas respectivas correções, seja por motivos de elevado desconforto ou por baixa acuidade visual com correção. Este fato revela a grande necessidade de desenvolvimento de melhores alternativas de correção para a doença.

Neste contexto de insatisfação e com espírito de inquietação e inovação decidiu-se tentar desenvolver uma nova alternativa para correção do ceratocone, através da utilização de conceitos de Engenharia, design e prototipagem aplicados a oftalmologia. A solução encontrada foi o desenvolvimento de óculos digitais que se aproveitariam de uma peculiaridade do ceratocone, a boa visão a curtíssimas distâncias. O conceito do protótipo é utilizar câmeras para captar imagens distantes e projetá-las em telas posicionadas bem próximas aos olhos do usuário, a uma distância semelhante à das lentes convencionais em óculos comuns. A imagem na tela, agora mais perto do olho, proporcionaria melhor acuidade visual ao paciente.

1.1 OBJETIVOS

Esta monografia tem como objetivo geral fabricar um protótipo de óculos digitais como alternativa de tratamento para o ceratocone.

1.1.1 Objetivos específicos

Pretende-se mapear as dificuldades diárias dos portadores de ceratocone, mostrar os problemas apresentados pelos métodos de correção tradicionais e, assim, justificar a necessidade de alternativas mais eficazes.

São objetivos específicos desta monografia criar um design plausível das peças que irão compor os óculos através da utilização de programas CAD, desenvolvê-las, aprimorá-las, e posteriormente produzi-las através da utilização de impressão 3D.

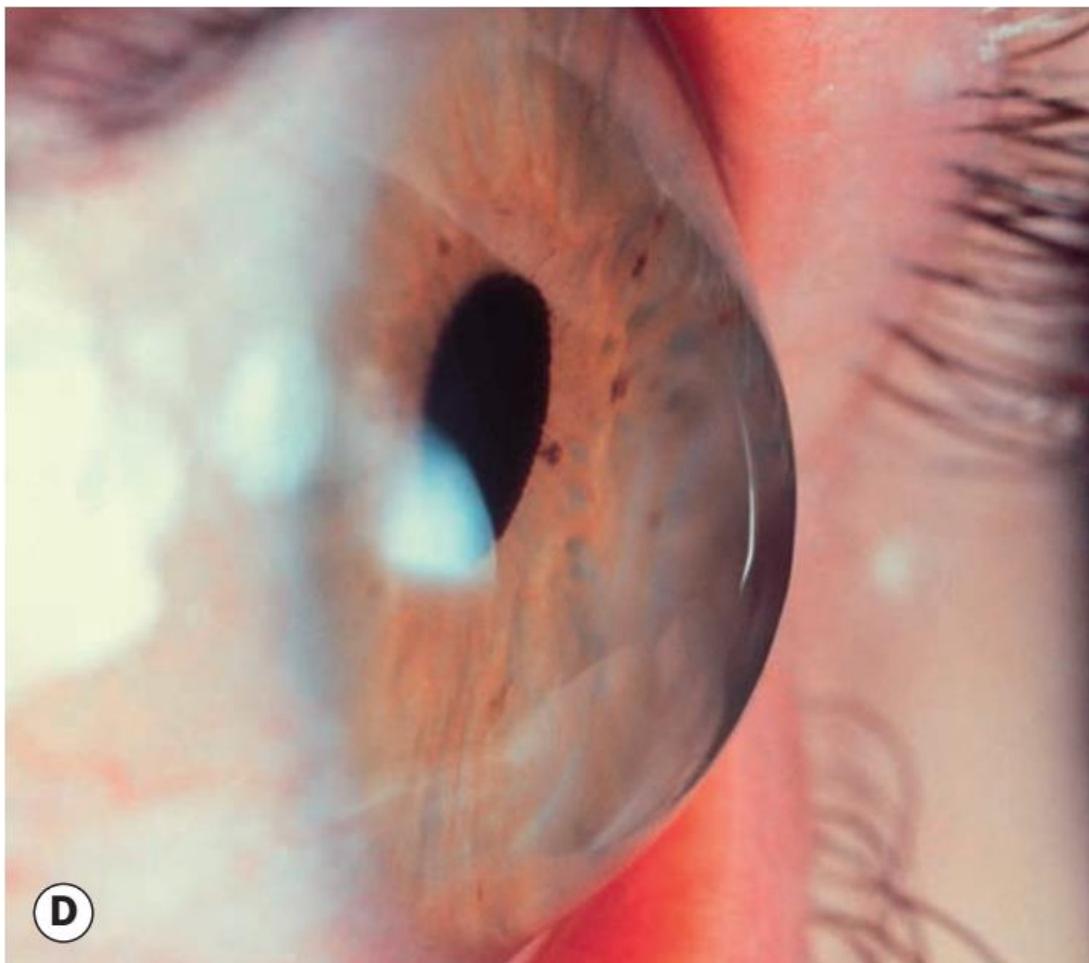
Por fim buscará se testar a real efetividade do protótipo na solução dos problemas apresentados pela doença.

2 O CERATOCONE

A palavra Ceratocone (KC) deriva do grego Kéras-atos, que significa córnea, e Kônos, que significa Cone. (Dicionário Michaelis, 2015). De acordo com Yanoff e Duker (2014, p. 252, tradução nossa) o Ceratocone é uma “doença caracterizada por aumento progressivo da conicidade da córnea, com eventual afinamento corneano, miopia induzida e astigmatismo regular e irregular”.

Também pode ser descrito como “[...] uma ectasia central progressiva e não inflamatória da córnea, geralmente bilateral e de envolvimento assimétrico [...]. Caracteriza-se pela presença de astigmatismo irregular, aumento da curvatura corneana, afinamento e cicatriz apical” (MOREIRA; MOREIRA, 2017, p. 1).

Figura 1 – Imagem de olho com Ceratocone



Fonte: KANSKI, J. J.; BOWLING, B.,2016

Em uma linguagem mais simplificada, o Ceratocone é uma deformação da córnea, em que a mesma começa a assumir um formato pontiagudo, que vai se assemelhando à forma de um cone, daí o nome. A doença é formada devido a uma diminuição na resistência de alguns pontos da córnea, que geram um afinamento da mesma, propiciando, enfim, a protuberância cônica.

A patologia do KC ainda não é totalmente compreendida e se encontra em constante pesquisa. Contudo, é bastante observado e consensual em vários estudos que o afinamento da córnea é associado a alterações nos níveis de enzimas presentes nesta (YANOFF; DUKER, 2014, p. 252).

Não existe total consenso entre os autores e especialistas quando se diz respeito às causas do KC. São mais citados o fator hereditário, o ato frequente de esfregar ou friccionar os olhos, uso prévio de lentes de contato (LC), traumas físicos externos e até mesmo alergias oculares. Em alguns casos o KC é relatado com associações sistêmicas como Síndrome de Down, de Ehlers-Danlos, de Marfan e Osteogênese Imperfeita (KANSKI; BOWLING, 2016, p 213).

Desta forma, pode-se perceber que “o ceratocone pode estar associado a fatores genéticos, familiares, sistêmicos, hormonais, bioquímicos e locais” (MOREIRA; MOREIRA, 2017, p. 1). Cumpre salientar, todavia, que existem casos que contradizem todos os fatores e causas acima citados, o que remete a conclusão de que o KC é uma doença que se manifesta devido a múltiplas causas cada vez mais forte.

A manifestação do KC geralmente se dá na adolescência, sendo esta também a fase de maior desenvolvimento e progressão da doença. Entretanto existem casos de manifestações e evolução em idades mais avançadas.

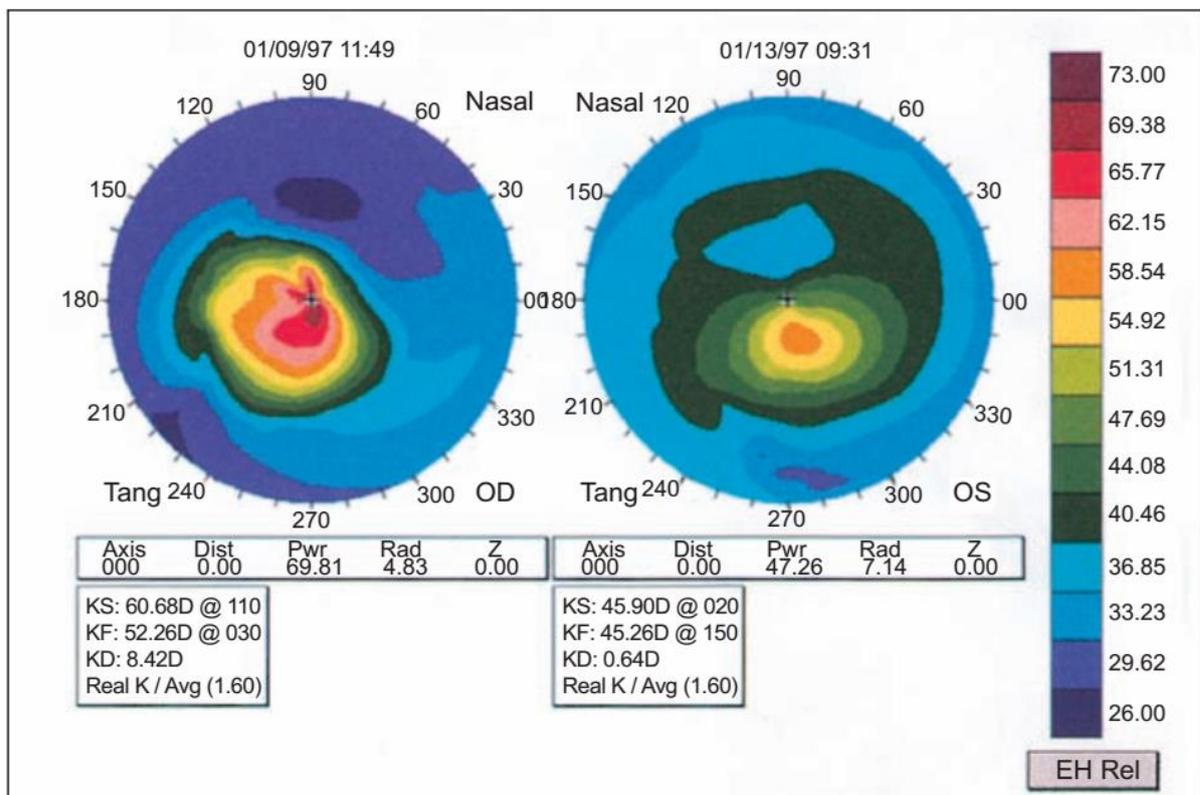
A incidência do KC na população geral é bastante controversa, o que demonstra ser bastante irregular seu aparecimento em diferentes partes do planeta. Um dos artigos pioneiros no estudo do KC é também um dos mais aceitos pela comunidade acadêmica quando se trata da incidência. O estudo envolveu 48 anos de pesquisa sobre o KC e diz que “A taxa global de prevalência ajustada à idade e ao sexo foi de 54,5 por 100.000 habitantes” (KENNEDY; BOURNE; DYER, 1986, p. 268).

É importante observar que taxas de incidência muito diferentes foram reportadas por outros autores, com a maioria das estimativas estando entre 50 e 230 casos por 100.000 habitantes. (RABINOWITZ, 1998, p. 297). Tais estimativas indicam que entre 0,05% e 0,23% da população possui KC.

2.1 CLASSIFICAÇÃO

Ao longo dos anos diversas metodologias de classificação para o ceratocone foram desenvolvidas. A medida que o estudo da ectasia ia evoluindo, novos métodos e classificações mais modernos e abrangentes foram desenvolvidos. Uma das classificações mais completas envolve a avaliação de dados clínicos, curvatura da córnea (ceratometria) -como a da figura 2- acuidade visual e formato do cone.

Figura 2 – Topografia corneana mostrando Ceratocone severo no olho direito (esquerda da foto) e Ceratocone incipiente paracentral no olho esquerdo (direita da foto).



Fonte: KANSKI, J. J.; BOWLING, B., 2016

Tal método classifica o KC em basicamente 4 estágios:

1. KC de grau I, leve ou incipiente: trata-se da manifestação inicial do ceratocone, o paciente possui no geral, leitura de ceratometria menor que 45,00 D (Dioptrias), acuidade visual com correção (AVCC) melhor que 20/30 (66,7%) na escala Snellen e inclinação nas miras ceratométricas. (MOREIRA; MOREIRA, 2017, p. 3); (LOPES; PINTO; SOUZA, 2015, p. 225).

2. KC de grau II ou moderado: neste caso o paciente apresenta curvatura entre 45,00 D e 52,00 D, AVCC de pelo menos 20/50 (40%), e irregularidades e distorção nas miras. (MOREIRA; MOREIRA, 2017, p. 3); (LOPES; PINTO; SOUZA, 2015, p. 225).

3. KC de grau III ou avançado: apresenta curvatura média entre 52,00 D e 60,00 D, AVCC melhor que 20/60 (33,3%), afinamento dos ápices corneanos e maiores irregularidades e distorções nas miras ceratométricas. (MOREIRA; MOREIRA, 2017, p. 3); (LOPES; PINTO; SOUZA, 2015, p. 225).

4. KC de grau IV ou Severo: este é o caso mais grave na linha de evolução do ceratocone, o paciente apresenta leituras ceratométricas de curvatura média maiores que 60,00 D, AVCC pior que 20/60 (33,3%) e em alguns casos opacidade, cicatrizes e rupturas na córnea. (MOREIRA; MOREIRA, 2017, p. 3); (LOPES; PINTO; SOUZA, 2015, p. 225).

Desta forma, a seguinte tabela facilita a compreensão das fases do KC:

Tabela 1 – Classificação dos graus de evolução do Ceratocone

	Leve (I)	Moderado (II)	Avançado (III)	Severo (IV)
Curvatura	Menor que 45D	Entre 45D e 52D	Entre 52D e 60D	Maior que 60D
AVCC	20/30 ou melhor	20/50 ou melhor	20/60 ou melhor	20/60 ou pior

Fonte: ELABORADO PELO AUTOR

Salienta-se, entretanto, que essa classificação não deve ser tomada como totalmente perfeita, tendo em vista que alguns pacientes possuem características distintas em diferentes graus de evolução. Sendo assim, a classificação visa apenas facilitar o entendimento e enquadramento dos pacientes nos diferentes tipos de tratamento para KC.

2.2 TRATAMENTOS

Atualmente existem diversos métodos e técnicas de tratamento para o KC que variam de acordo com a evolução da doença e adaptação do paciente. Entretanto, devido a sua característica e peculiaridade de causar astigmatismo e miopias irregulares a sua correção se torna bastante complexa e imperfeita.

Dentre os principais tipos de tratamento atualmente utilizados pelos oftalmologistas para correção e melhoria da acuidade visual dos pacientes podem ser listados: o uso de óculos, lentes de contato das mais variadas, implante de anel intracorneano e transplante de córnea. Também são notórios os procedimentos para contenção da evolução da doença para casos mais

graves, como o cross-linking e também o anel intracorneano que possui função dupla, tanto de correção como de retenção de progressão.

Durante a revisão bibliográfica, não foram encontrados na literatura, nem mesmo em outras fontes de informação como notícias e bancos de patentes, métodos de correção ou tratamento diferentes dos tradicionais, ou seja, inovadores, que estivessem em fases experimentais ou de desenvolvimento.

2.2.1 Óculos e Lentes de Contato Gelatinosas

A utilização de óculos de grau tradicional e lentes de contato (LC) gelatinosas geralmente são os preferidos pelos pacientes. Suas principais vantagens são o custo menor, a facilidade na utilização e principalmente o conforto proporcionado. Estes métodos são usados na maioria das vezes na fase inicial do KC, geralmente em cones incipientes de grau I. “As lentes gelatinosas, muitas vezes, são usadas porque nesta fase o astigmatismo irregular pode ser pouco intenso. Entretanto, com a evolução da doença o astigmatismo irregular aumenta e na maioria das vezes uma melhor visão só é alcançada com LC rígidas” (MOREIRA; MOREIRA, 2017, p. 4).

2.2.2 Lentes de Contato Rígidas e Semirrígidas

As LC rígidas e semirrígidas são indicadas para as situações em que o uso de óculos e LC gelatinosas não proporcionam acuidade visual (AV) satisfatória para os pacientes devido ao aumento da curvatura do cone. Este método é então mais utilizado em indivíduos portadores de KC grau II. “As lentes de contato rígidas, as vezes esclerais, são necessárias para maiores graus de astigmatismo, para fornecer uma superfície de refração regular” (KANSKI; BOWLING, 2016, p 214, tradução nossa).

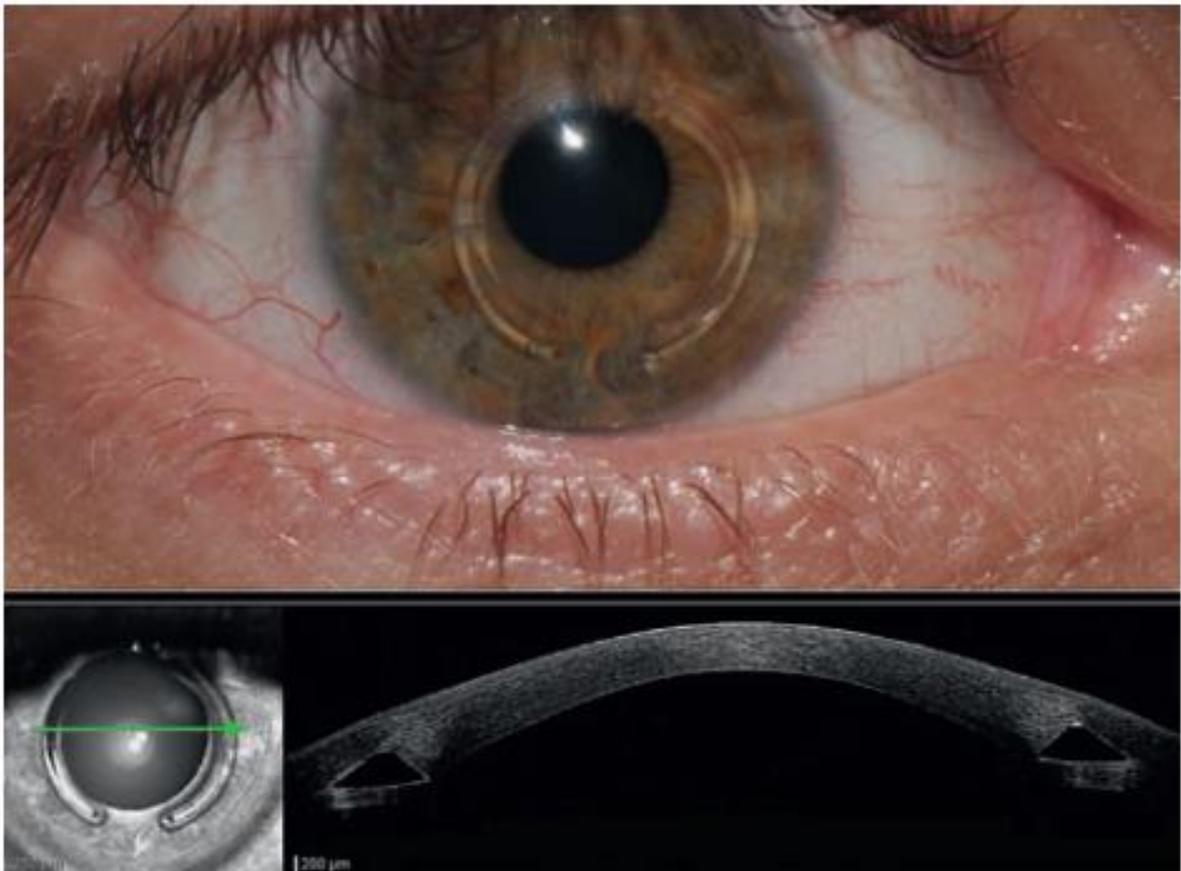
As vantagens das LC rígidas e semirrígidas são o fato de corrigirem o KC muito melhor do que as LC gelatinosas e os óculos em termos de acuidade visual. Por outro lado, algumas de suas desvantagens são seu elevado custo e o alto desconforto gerado nos usuários, sendo este, em muitos casos, fator determinante na decisão do paciente por não as utilizar, mesmo obtendo melhor AV.

2.2.3 Implante de Anel Intracorneano

Em casos de KC avançados (grau III) e severos (grau IV) a utilização de lentes de contato ou óculos não são suficientes para oferecer uma boa AV. Nesses casos o implante de anéis intracorneanos, como o Anel de Ferrara, podem se mostrar uma solução. Neste procedimento um túnel deve ser criado dentro da córnea para alojar os segmentos do anel. Este túnel pode ser feito através de cirurgia manual ou por meio de cirurgia a laser.

De acordo com Lopes, Pinto e Souza (2015, p. 227), “tradicionalmente, a cirurgia é indicada para postergar ou até mesmo evitar o transplante de córnea em casos em que a reabilitação visual não é possível com métodos tradicionais (óculos e lentes de contato)”.

Figura 3 – Segmentos de anel intracorneano



Fonte: KANSKI, J. J.; BOWLING, B., 2016

Na maioria dos casos, a introdução do anel causa uma redução da miopia, do astigmatismo e da curvatura da córnea do paciente, o que geralmente diminui o grau do KC no

paciente. A redução da curvatura permite o uso de correções mais moderadas e mais confortáveis, como uso de óculos ou LC gelatinosas para obter uma visão melhor.

O anel é muito indicado também para pacientes que apesar de conseguirem uma boa visão com as LC rígidas, não conseguem fazer o uso das mesmas devido a seu alto desconforto. O fato de poder evitar o procedimento de transplante é bastante interessante por vários motivos, como os riscos de rejeição da córnea nova, a difícil adaptação pela qual o paciente tem de passar depois do procedimento e ainda a incerteza de sucesso na obtenção de AV satisfatória. Apesar de suas vantagens o implante do anel nem sempre proporciona a melhora na AV pretendida pelo paciente.

2.2.4 Transplante de Córnea

O transplante corneano ou ceratoplastia é a última opção dos oftalmologistas no tratamento do ceratocone. Este procedimento cirúrgico geralmente só é indicado para casos de KC severo (grau IV) em que todos os outros métodos corretivos foram testados e não se mostraram satisfatórios.

“Em série, os motivos mais frequentes para falha das lentes de contato que resultaram na necessidade de ceratoplastia foi a acuidade inadequada (43%), seguida de tolerância inadequada às lentes (32%), deslocamento frequente da lente (13%) e afinamento periférico (12 %)” (YANOFF; DUKER, 2014, p. 254, tradução nossa).

Em termos gerais o transplante de córnea consiste na substituição da córnea doente por uma córnea nova e saudável doada. Quanto à técnica operatória a ceratoplastia pode ser penetrante, caso em que toda espessura da córnea é transplantada ou lamelar, situação em que somente parte da espessura da córnea é transplantada, podendo ser a parte anterior ou posterior aproveitada (LOPES; PINTO; SOUZA, 2015, p. 228); (KANSKI; BOWLING, 2016, p 240).

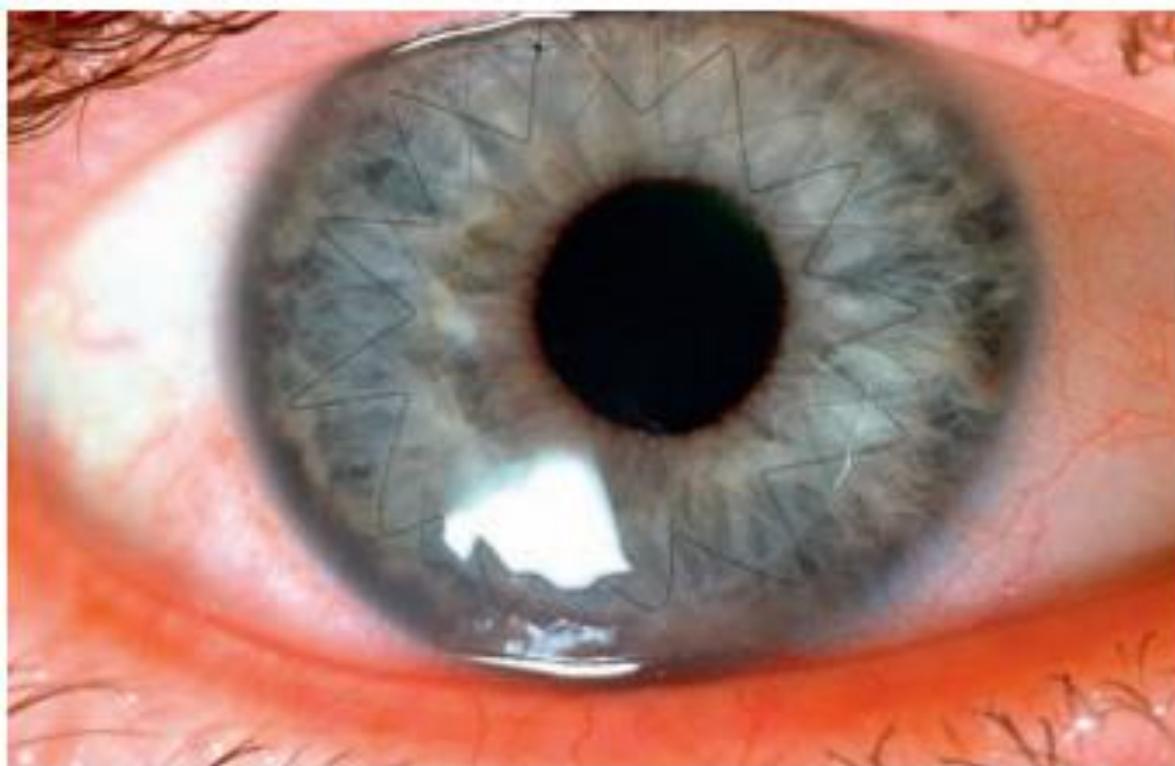
Em números, de acordo com Yanoff e Duker (2014, p. 254), de todas as ceratoplastias realizadas nos EUA em 2009, 22% foram conduzidas devido a casos de KC. Este dado dimensiona o quão importante e utilizado o transplante de córnea é no tratamento do KC.

Apesar de ser sempre evitado pelos especialistas, o atual estado da arte da técnica cirúrgica, no que tange ao transplante de córnea tem evoluído significativamente. Essa melhoria tem proporcionado bons resultados em pacientes que realizam o procedimento. Atualmente a ceratoplastia é considerada uma cirurgia de altas taxas de sucesso.

Todo o esforço em se tentar evitar o transplante, no entanto, não é sem motivo. A ceratoplastia pode trazer diversas complicações como: “a rejeição do enxerto, danos

intraoculares (íris, cristalino), astigmatismo pós-operatório e recidiva do ceratocone. [...] Após o transplante, os pacientes podem ainda precisar usar correção visual por causa de erro refrativo residual” (LOPES; PINTO; SOUZA, 2015, p. 228).

Figura 4 – Ceratoplastia penetrante com sutura contínua



Fonte: KANSKI, J. J.; BOWLING, B., 2016

2.2.5 Cross-Linking (CXL)

O Cross-Linking ou *Corneal Collagen Cross-Linking (CXL)* é um dos mais novos tratamentos para o KC. Este proporciona uma contenção da evolução do KC para estágios mais avançados, mas geralmente não tem nenhuma função corretiva e nem proporciona melhora na AV do paciente. Representa, entretanto, uma ótima opção para ceratocones detectados em início de evolução e em progressão, principalmente de graus I e II. A grande vantagem do CXL é seu grande potencial de evitar perdas de AVCC e procedimentos cirúrgicos futuros.

Lopes, Pinto e Souza (2015, p. 226), explicam com muita propriedade o funcionamento do CXL no tratamento do KC:

O princípio do cross-linking corneano (CXL do inglês) é atribuído pela combinação da irradiação ultravioleta A (UVA do inglês) e o fotossintetizador riboflavina diretamente na córnea, quando os estudos indicam o aumento da rigidez corneana devido ao aumento das ligações intrafibrilares e interfibrilares entre as moléculas de colágeno da córnea promovendo estabilização mecânica em pacientes com ceratocone, levando à diminuição da progressão da doença.

Para real melhora da AV, o CXL precisa ser utilizado em conjunto com outros tipos de correção para o ceratocone, como lentes de contato ou anéis intracorneanos. O Cross-Linking também tem sido utilizado após a realização da ceratoplastia, como forma de evitar a reincidência do KC na nova córnea transplantada. Ao aumentar a resistência mecânica da córnea saudável, diminui-se as chances da recidiva do KC na mesma.

3 A IMPRESSÃO 3D

Impressão 3D é o nome genérico e mais comum atribuído ao processo de produção por manufatura aditiva (AM, do inglês *additive manufacturing*), também conhecido como prototipagem rápida (RP, do inglês *rapid prototyping*). De acordo com Gross et al (2014, p. 3240), o conceito de manufatura aditiva foi desenvolvido na década de 1980 por Charles Hull no intuito de se reduzir consideravelmente o tempo de construção e retrabalho de protótipos de peças novas e especiais. Em 1986, Hull registrou a primeira patente para a estereolitografia e obteve diversas outras na tecnologia posteriormente. “Em 1986 ele criou a 3D Systems e desenvolveu o formato .STL [...]” (Gross et al, 2014, p. 3240), formato o qual seria a base para o funcionamento de todas as formas de AM que viriam a ser desenvolvidas futuramente. Após sua fundação a 3D Systems foi a responsável por criar a primeira impressora 3D disponível no mercado, que foi nomeada como Dispositivo de Estereolitografia (Gross et al, 2014, p. 3240).

Algum tempo depois foi desenvolvido e patentado por Scott Crump na Stratasys em 1990 o método de manufatura aditiva chamado de modelagem por deposição de material fundido (FDM, do inglês *fused deposition modeling*) (Gross et al, 2014, p. 3240). Desta maneira a 3D Systems e a Stratasys começaram a introduzir a impressão 3D no mercado corporativo com grande sucesso devido a facilidade e agilidade e menor custo que o método trazia na fase de design e prototipagem, o que permitia que um produto fosse aprovado e lançado em um tempo muito menor. As impressoras oferecidas por estas empresas possuíam alta qualidade de acabamento final, porém, eram máquinas muito maiores e mais caras o que fazia o público-alvo ser constituído de empresas quase que exclusivamente.

Com o passar do tempo algumas das patentes foram vencendo e ficando disponíveis ao público geral o que facilitou o surgimento de diversas novas fabricantes de impressoras 3D (Gross et al, 2014, p. 3240). Opções de impressoras de código aberto, como as RepRap (impressoras 3D autorreplicáveis, conceito onde as peças utilizadas em uma impressora 3D foram produzidas, ou seja, impressas em uma outra impressora 3D semelhante), se tornaram populares a partir da segunda metade da década de 2000. Isto favoreceu significativamente a redução dos preços de impressoras 3D, a ponto de hoje se encontrar kits de montagem ou até mesmo impressoras 3D montadas por menos de R\$ 2.500,00. Os menores preços deixaram tais máquinas mais acessíveis ao público geral, como estudantes, faculdades de menor porte, escolas e pequenas empresas.

Como bem observa Gorni (2001, p. 2), “todos os processos de prototipagem rápida atualmente existentes são constituídos por cinco etapas básicas”. Primeiramente se desenvolve

e cria um modelo em CAD da peça que está sendo projetada através de softwares como Solidworks, Inventor ou Autocad. Posteriormente se converte esses arquivos para o formato .STL. Na terceira etapa o arquivo .STL é inserido em um programa de fatiamento específico para a impressora utilizada. Este programa irá gerar um arquivo (geralmente g-code) com as instruções de impressão camada por camada que serão utilizadas pela impressora. O arquivo é carregado na impressora que realiza a construção do protótipo. Finalmente o protótipo impresso passa pela etapa final que consiste na remoção dos suportes, limpeza, tratamento e acabamento final da peça.

Diversos métodos de impressão 3D foram desenvolvidos ao longo dos anos. Alguns dos mais importantes e utilizados são a Estereolitografia (SLA), a Sinterização Seletiva por Laser (SLS), a Modelagem Por Deposição de Material Fundido (FDM) e a Fabricação de Objetos por Camadas (LOM). Nos tópicos seguintes se aprofundará um pouco mais em cada um destes métodos.

3.1 ESTEREOLITOGRAFIA (SLA)

Como dito anteriormente este foi o primeiro método de impressão 3D existente e revolucionou criando o conceito de prototipagem rápida. O SLA (do inglês *stereolithography*) baseia seu método de impressão no uso de polímeros (resinas) líquidos que se solidificam quando estimulados por luz ultravioleta. Gorni (2001, p. 2) explica com propriedade o funcionamento do método:

O modelo é construído sobre uma plataforma situada imediatamente abaixo da superfície de um banho líquido de resina epóxi ou acrílica. Uma fonte de raio laser ultravioleta, com alta precisão de foco, traça a primeira camada, solidificando a seção transversal do modelo e deixando as demais áreas líquidas. A seguir, um elevador mergulha levemente a plataforma no banho de polímero líquido e o raio laser cria a segunda camada de polímero sólido acima da primeira camada. O processo é repetido sucessivas vezes até o protótipo estar completo. Uma vez pronto, o modelo sólido é removido do banho de polímero líquido e lavado. Os suportes são retirados e o modelo é introduzido num forno de radiação ultravioleta para ser submetido a uma cura completa.

3.2 SINTERIZAÇÃO SELETIVA A LASER (SLS)

O método de impressão por SLS (do inglês *selective laser sintering*) foi desenvolvido na Universidade do Texas (Queijo et al, 2009, p. 3) e guarda muitas semelhanças com o SLA, ambos utilizam basicamente a mesma ideia de funcionamento, todavia, o SLS utiliza materiais em forma de pó, como poliamida, elastômeros e metais, ao invés de polímeros líquidos. O material em pó fica armazenado em um recipiente isolado e termicamente controlado e uma plataforma se posiciona milímetros abaixo da superfície dos grânulos em pó. A ação de um laser de CO₂ (Queijo et al, 2009, p. 3) sinteriza e une os grãos de pó seletivamente em uma pequena região de interesse. Após a aplicação do laser essa região se solidifica dando forma a uma camada da peça. A base então desce alguns milímetros permitindo a realização do procedimento novamente, que é repetido em todas as camadas até se obter o protótipo final.

3.3 MODELAGEM POR DEPOSIÇÃO DE MATERIAL FUNDIDO (FDM)

Nos dias atuais o FDM (do inglês *fused deposition modeling*) é o método de impressão mais utilizado e comum, principalmente em impressoras de baixo custo. No FDM filamentos de polímeros como ABS (acrilonitrila butadieno estireno), PLA (poliácido láctico), ou poliamida são extrudados a quente por uma ou mais ponteiros de diâmetro bastante reduzido que depositam esses filamentos em uma mesa com temperatura mais baixa. Ao entrar em contato com a mesa mais fria o fino fio polimérico se solidifica rapidamente. A mesa e a extrusora realizam movimentos conjuntos que vão preenchendo e dando forma ao protótipo camada por camada. A cada camada a mesa se desloca negativamente no eixo Z ou a extrusora se desloca positivamente no eixo z, a depender do modelo de impressora 3D. Quando todas as camadas são impressas obtêm-se o protótipo final.

3.4 MANUFATURA DE OBJETOS EM LÂMINAS (LOM)

O processo LOM (do inglês *laminated object manufacturing*) de impressão 3D possui um funcionamento bastante diferente dos métodos explicados anteriormente. Mancanares et al elucida bem a mecânica deste método:

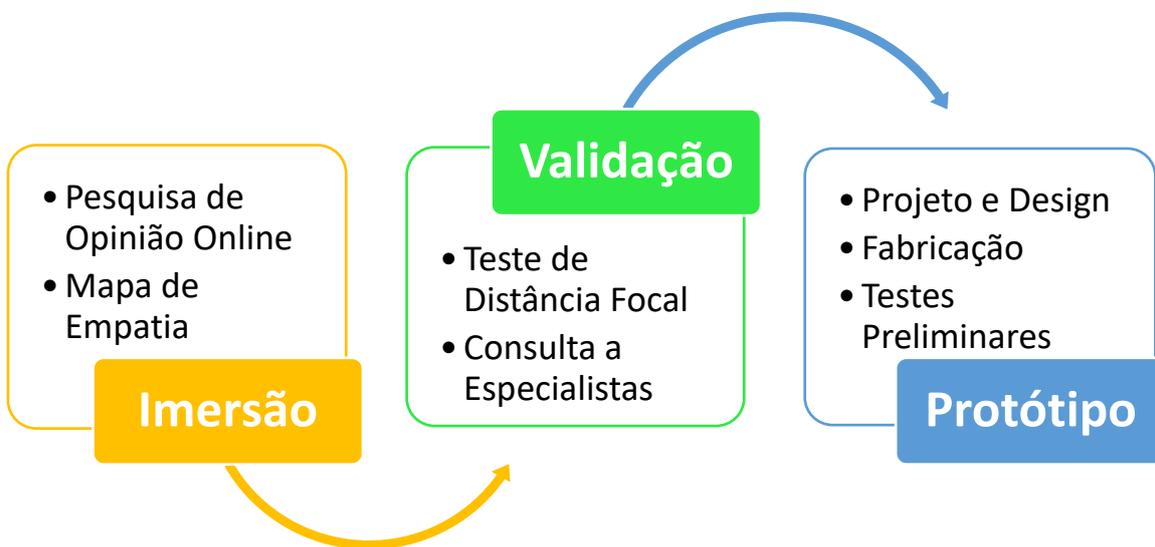
O processo LOM produz peças a partir de papel colado, metal, plástico e outros compostos na forma de finas lâminas (YAN e GU, 1996). As máquinas

que utilizam essa tecnologia fazem a união de uma camada de material laminado a uma série de outras lâminas conformadas. Então, um feixe de laser contorna e corta a lâmina na forma explicitada pelo modelo CAD. A união das camadas pode ser feita através de colagem ou de fusão, enquanto o material em excesso, recortado, é removido por sucção.

4 METODOLOGIA

Detalhar todas as metodologias deste trabalho sem antes se apresentar alguns resultados seria confuso e descontínuo para o entendimento do leitor. Algumas metodologias, para serem de fato compreendidas, necessitam dos resultados de métodos realizados anteriormente. Desta forma, decidiu-se apresentar um fluxograma juntamente com uma breve descrição das etapas presentes no desenvolvimento dos óculos digitais.

Figura 5 – Metodologias e etapas do trabalho



Fonte: ELABORADO PELO AUTOR

Como pode ser observado no fluxograma 1, primeiramente foi realizada uma etapa de imersão através da realização de uma pesquisa de opinião online com portadores de ceratocone. Nesta fase foram realizadas perguntas para melhor entender os problemas, dificuldades e satisfação com os métodos de correção existentes no mercado.

Em uma segunda etapa foi feita a validação da premissa básica de desenvolvimento do protótipo, que é a boa visão a curtíssimas distâncias em portadores de ceratocone. Esta validação foi feita através da consulta de especialistas na área e da realização de um teste de distância focal também conduzido online com os voluntários.

A última etapa consistiu no efetivo desenvolvimento e fabricação dos óculos digitais, bem como a realização de testes preliminares para comprovar seu funcionamento no caso concreto.

5 IMERSÃO E MOTIVAÇÃO

O Ceratocone é uma doença que pode atingir altos níveis de redução na acuidade visual dos pacientes. Casos extremos podem restringir e dificultar bastante tarefas simples e corriqueiras no dia-a-dia de seus portadores. O drama de quem possui KC é tão grande que em alguns casos os pacientes são impossibilitados de dirigir, de serem efetivados em cargos de concursos, possuem grandes dificuldades com os estudos, em salas de aula e palestras.

Para melhor entender a batalha que milhões de pessoas travam contra a doença, decidiu-se realizar uma imersão no seu contexto e traçar um mapa de empatia da população afetada. A dificuldade nesta fase se deu pelo fato de o KC ser uma doença relativamente rara e não tão simples de se encontrar ocorrências em um pequeno grupo amostral da população geral. Para contornar o problema optou-se por realizar uma pesquisa online através da plataforma Formulários Google com os portadores da doença.

A pesquisa online foi divulgada em diversos grupos que tratam sobre KC no *Facebook* com o objetivo de se obter o maior número de respostas possíveis. Na pesquisa, os portadores da doença eram convidados a responder uma série de perguntas que versavam desde suas dificuldades decorrentes da doença até as correções utilizadas e acuidades visuais.

O sucesso da pesquisa superou as expectativas e contabilizou 134 respostas, o que demonstra a escolha acertada pela plataforma online como meio de realização das pesquisas. Para efeito de comparação, uma pesquisa física precisaria abordar cerca de 268 mil pessoas para conseguir esse número de portadores de KC de acordo com as estimativas de incidência da doença de Rabinowitz (1998, p. 297).

A vantagem da pesquisa online é ainda maior se considerada a possibilidade do portador não se sentir à vontade de responder perguntas sobre um tema tão particular a um estranho, representado pelo entrevistador. Tal fato iria potencialmente aumentar o número de pessoas abordadas e deixaria a pesquisa menos confiável. Uma pesquisa física, além de todas as desvantagens já citadas, seria também inviável devido ao seu alto custo e tempo necessários para sua realização.

Para melhor compreensão do conteúdo da pesquisa, na tabela a seguir é transcrita a íntegra das perguntas realizadas e a quantidade de respostas obtidas em cada uma delas. É importante salientar que nem todas as respostas eram obrigatórias, o que explica o fato de algumas perguntas possuírem mais respostas que outras.

Tabela 2 – Perguntas e respectivos números de respostas da pesquisa online

Pergunta	Nº Res.
1-Qual seu Nome?	128
2-Qual sua Idade?	134
3-Quando descobriu o Ceratocone?	132
4-Como descobriu o Ceratocone?	132
5-Qual correção você utiliza para o Ceratocone?	134
6-A sua correção é satisfatória?	134
7-Qual sua acuidade visual sem uso de correções?	104
8-Qual sua acuidade visual com uso de correções?	99
9-A sua correção é confortável?	134
10-Se você usa, usou, ou já tentou usar lentes rígidas: Você se adaptou bem a elas?	134
11-Tem alguma preferência por lentes? Qual melhor se adapta?	134
12-Qual a sua maior dificuldade com o Ceratocone?	129
13-Na sua família existem casos de Ceratocone?	134

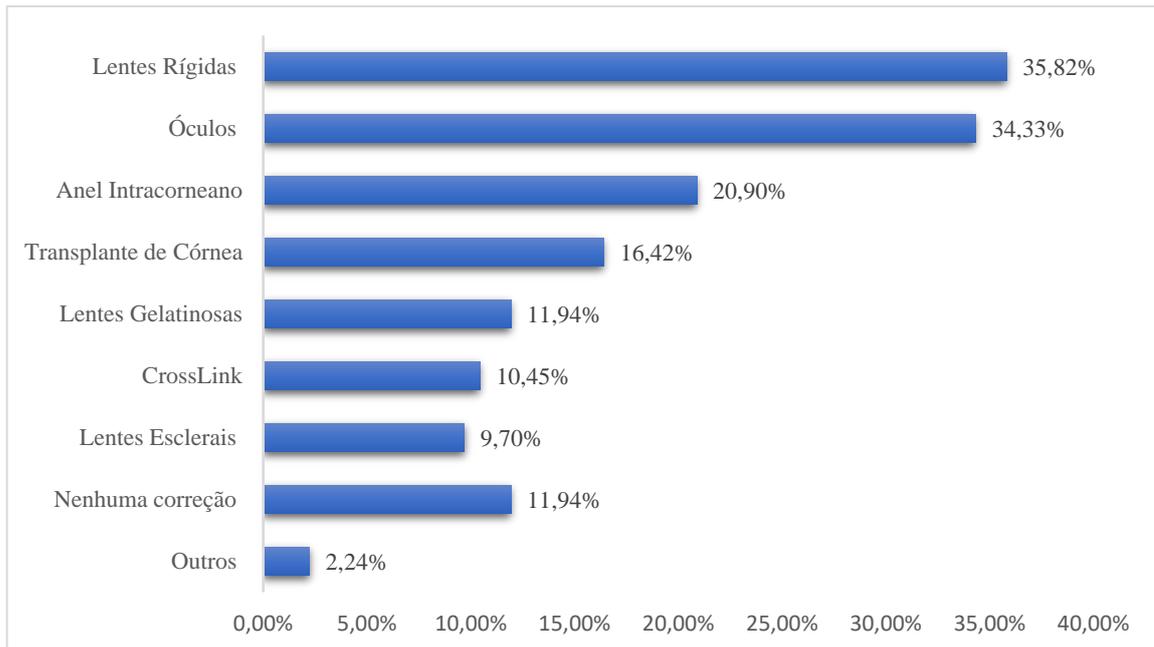
Fonte: ELABORADO PELO AUTOR

Ao se analisar as respostas, percebe-se que a maioria das pessoas descobriram o KC na adolescência, o que condiz com a literatura. Em grande parte dos casos se descobriu a doença ao se apresentar dificuldades para enxergar, dores de cabeça e coceira. Tais sintomas no geral levaram os pacientes a realizar consultas oftalmológicas que detectaram a doença.

É recorrente também casos em que pacientes não recebem o devido tratamento dos oftalmologistas. Na maioria destas situações os médicos não percebem se tratar de um KC e realizam o tratamento padrão para miopia ou astigmatismo. Tal conduta leva a percepção futura do KC já em estado avançado, o que dificulta consideravelmente a obtenção de uma boa acuidade visual com correção. Tais observações expõem a necessidade de uma maior ênfase e preparo dos especialistas na detecção precoce da doença.

Como mostra o gráfico 1 elaborado abaixo, quando perguntados quais tipos de correção utilizam para o KC, os métodos mais citados foram as lentes rígidas (35,82%), óculos (34,33%), anel intracorneano (20,90%), transplante de córnea (16,42%), lentes gelatinosas (11,94%), CrossLink (10,45%) e lentes esclerais (9,70%). É alarmante, entretanto, a grande proporção de indivíduos (11,94%) que relatam não usar nenhum método corretivo para o KC.

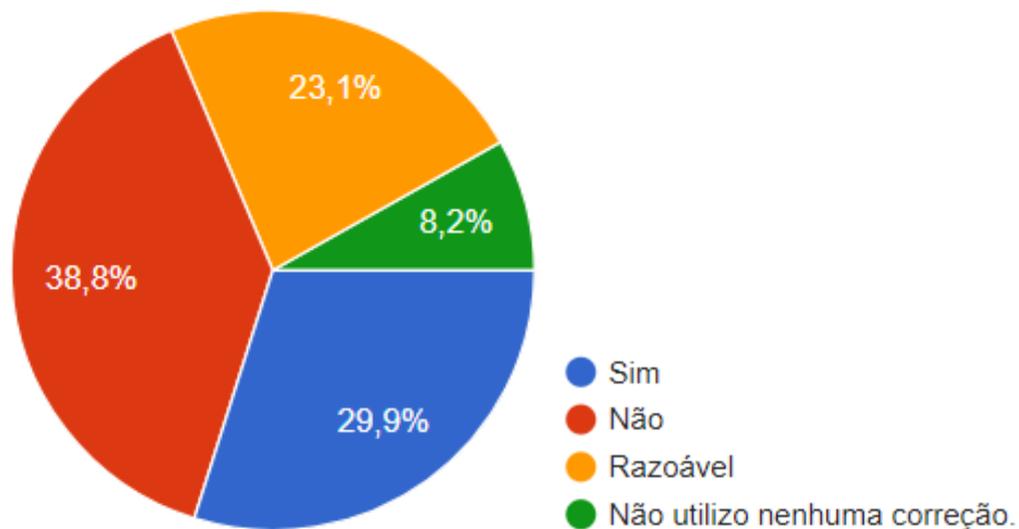
Gráfico 1 – Correções mais utilizadas para o Ceratocone



Fonte: ELABORADO PELO AUTOR

É importante observar que um mesmo indivíduo pode ter declarado utilizar mais de um tipo de correção, como transplante de córnea e óculos, por exemplo, tal fato deixa a soma das porcentagens maior do que 100%.

Gráfico 2 – A sua correção é satisfatória?

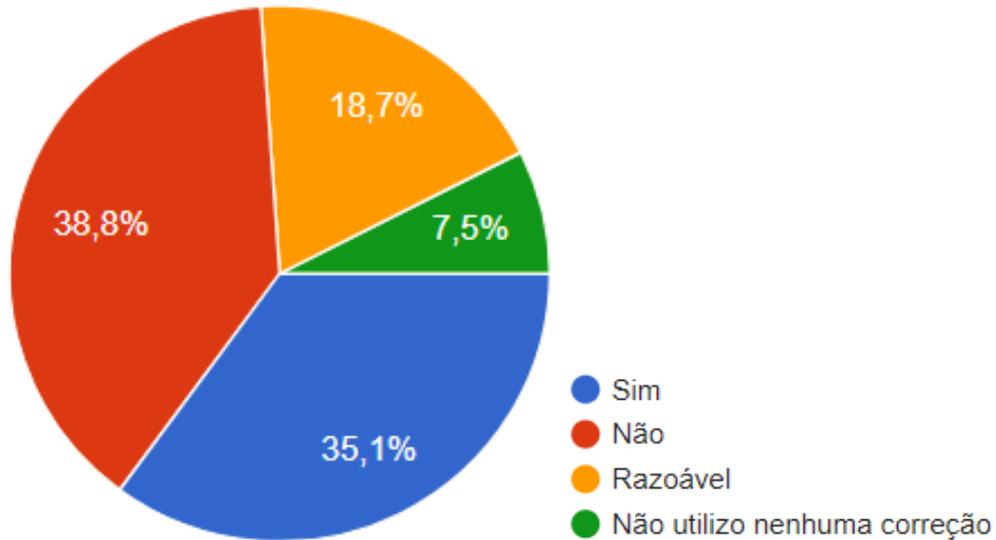


Fonte: ELABORADO PELO AUTOR

Quando perguntados se as correções utilizadas são satisfatórias, apenas 29,9 % declararam estar satisfeitos com suas correções, 23,1% dizem estar razoavelmente satisfeitos e,

a maioria, representada por 38,1%, declara não estar satisfeita com a correção utilizada, como pode ser visto no gráfico 2.

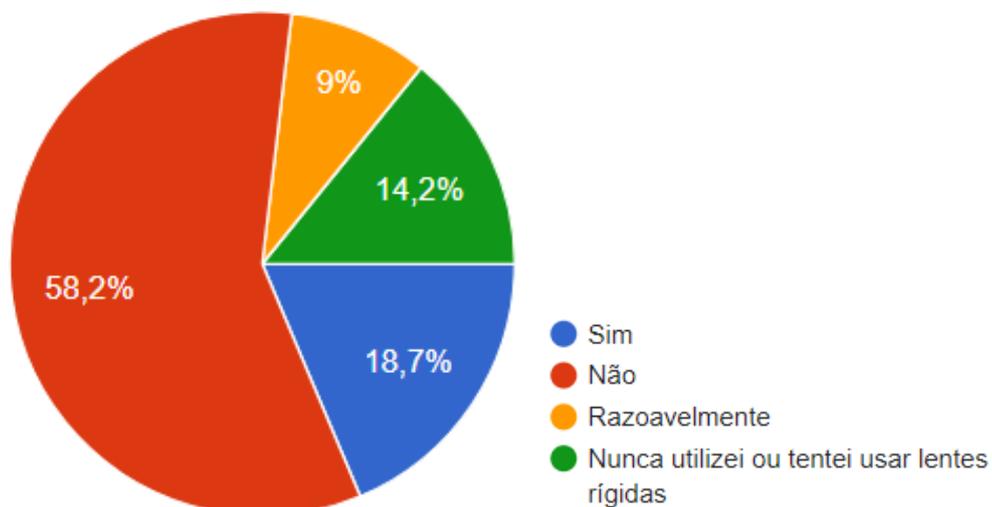
Gráfico 3 – A sua correção é confortável?



Fonte: ELABORADO PELO AUTOR

Ao serem indagados sobre o conforto das correções utilizadas, novamente a maioria não está satisfeita com as soluções disponíveis no mercado, como pode ser visto no gráfico 3. Dos entrevistados, 38,8% classificam seus métodos corretivos como desconfortáveis, 18,7% os classificam como razoavelmente confortáveis e apenas 35,1% dizem que suas correções são confortáveis.

Gráfico 4 – Você se adaptou bem a lentes rígidas?



Fonte: ELABORADO PELO AUTOR

Ao se observar as respostas à pergunta 10, “Se você usa, usou, ou já tentou usar lentes rígidas: Você se adaptou bem a elas?”, percebe-se um elevado perfil de rejeição e dificuldades na adaptação das lentes rígidas, que são o método de correção mais utilizado para o KC. Como mostra o gráfico 4, 58,2% dos portadores de ceratocone que já usaram lentes rígidas disseram não ter se adaptado bem a estas, 9% disseram ter se adaptado razoavelmente e apenas 18,7% de todo o grupo disse ter se adaptado bem às mesmas.

Analisando todo o exposto, e interpretando as respostas das pesquisas, fica evidenciado que os pacientes de KC, no geral, se sentem insatisfeitos com as opções disponíveis no mercado. Tal insatisfação não é injustificada, mesmo com todas as opções acessíveis aos pacientes, boa parte dos portadores de KC ainda é limitada em diversas tarefas simples e diárias devido à baixa acuidade visual com correção obtida.

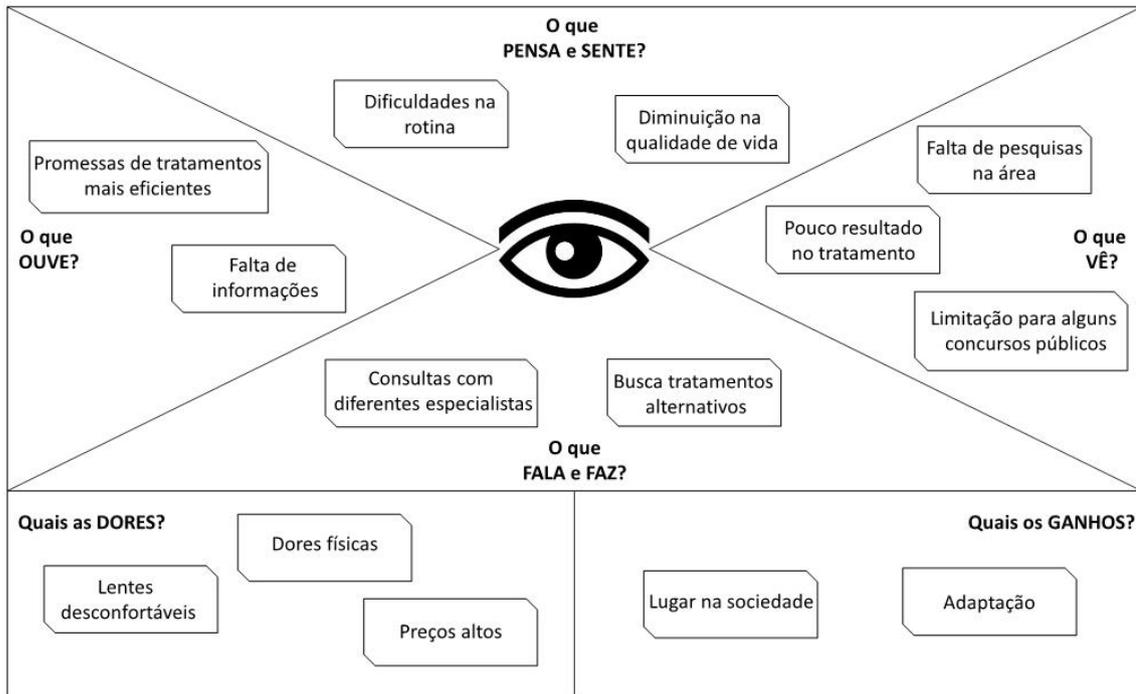
A pergunta 12, “Qual a sua maior dificuldade com o Ceratocone”, buscou trazer uma visão mais social e humana para o problema que o ceratocone traz na vida de seus portadores. A pesquisa mostrou diversas limitações que trazem em alguns casos grande dependência e até mesmo constrangimento em interações sociais.

Os relatos mais frequentes são a dificuldade de reconhecer pessoas e coisas no dia-a-dia, proibição de dirigir por baixa visão, fobia a claridade do dia, dificuldades para estudar e enxergar palestras e aulas, ver TV, escrever, pegar ônibus, entre diversos outros. Outro drama de quem possui KC é a reprovação por baixa visão em alguns concursos públicos, mas ao mesmo tempo que não podem concorrer a vagas de ampla concorrência, em muitos casos também não podem concorrer pelas vagas de portadores de necessidades especiais (PNE).

Até mesmo nos casos em que o paciente consegue obter uma boa acuidade visual com as correções disponíveis, são recorrentes situações em que os indivíduos não suportam ou preferem utilizá-las por menos tempo devido a seu extremo desconforto. Lentes rígidas geralmente são as mais indicadas para tratamento do KC por proporcionarem a melhor acuidade visual, entretanto, como o gráfico 4 mostrou, são muito desconfortáveis. Pode-se inferir que a grande dificuldade em encontrar e adaptar uma correção razoável para o KC é uma das principais causas da grande incidência de pacientes que não utilizam nenhum tipo de correção para o KC (11,94%), como explicitou o gráfico 1.

Com base no que foi exposto anteriormente e nos dados coletados na pesquisa online, pôde-se traçar o mapa da empatia a seguir, que permite melhor compreensão do perfil do portador do ceratocone.

Figura 6 – Mapa de Empatia



Fonte: ELABORADO PELO AUTOR

Percebe-se então um grande anseio por correções que tenham um bom custo-benefício, proporcionem uma melhor acuidade visual e não gerem grande desconforto ao serem utilizadas pelos pacientes. É notório também o desejo por novas soluções que possam evitar intervenções mais drásticas e cirúrgicas como o transplante de córnea, que pode trazer diversas complicações posteriores.

Neste contexto, surgiu a ideia de se integrar conceitos de Engenharia, tecnologia, design, projeto mecânico, processos produtivos e prototipagem ao campo da Medicina oftalmológica, no desenvolvimento de uma nova alternativa para a correção do ceratocone. Tal ideia veio a ser chamada de CeratoGlasses.

6 CERATOGLASSES

Em observações preliminares, percebeu-se que apesar da baixa visão a longas e médias distâncias, o portador de Ceratocone apresenta uma visão surpreendentemente boa em distâncias muito pequenas, entre aproximadamente 3 cm e 7 cm de distância do olho com KC. O mais interessante quanto a este fato é que pessoas sem deficiências visuais não conseguem enxergar bem em distâncias tão curtas devido a maior distância focal mínima apresentada por olhos sadios. Como observam Passos, Neto e Lemaire (2008, p. 11), “O cristalino contribui com um poder dióptrico, [...] que ao ser combinado com o poder dióptrico da córnea, dá ao olho capacidade para focalizar objetos situados a distâncias que vão de 25 cm ao infinito”. Fato que é também confirmado por Saba e Epiphanio (2001, p. 17) em “O olho normal consegue, por meio da acomodação, observar objetos a partir de 25 cm de distância”.

Estas observações evidenciam que o KC gera uma redução da distância focal do olho afetado como efeito colateral. Apesar de todos os problemas que a doença traz, este pode até ser caracterizado como um efeito colateral vantajoso do KC, afinal a exploração desta peculiaridade será a base do desenvolvimento do CeratoGlasses, uma possível nova solução para os pacientes.

Com base nesta peculiaridade que o KC apresenta, surgiu a pretensão de utilizar essa boa visão em curtas distâncias em favor dos pacientes. A ideia inicial seria desenvolver um protótipo de aparelho eletrônico de assistência visual, nos moldes físicos de óculos normais, que utilizasse uma câmera de boa qualidade para captar imagens posicionadas a longas e médias distâncias, ou seja, tudo aquilo que quem possui KC não consegue enxergar bem. As imagens após serem captadas por esta câmera deveriam ser projetadas em uma tela LCD fixada a uma curta distância do olho (próximas a posição das lentes de óculos convencionais), onde os portadores de KC enxergam bem. O fato de agora a imagem estar “virtualmente” sendo formada perto do olho teria potencial de gerar uma melhor visão do paciente para longas e médias distâncias.

6.1 VALIDAÇÃO

Os fatos citados acima eram apenas observações preliminares e se baseavam em experiências próprias do autor, que é portador de ceratocone. Sendo assim era necessária uma validação mais consistente e crível para o real sucesso do novo método de correção. Mesmo com a realização de vasta revisão bibliográfica de livros e artigos científicos sobre a ceratocone,

não foram encontrados na literatura e no estudo patológico da doença nenhuma informação que pudesse confirmar tal observação.

Em face à dificuldade encontrada, foram procurados alguns oftalmologistas e profissionais da área oftalmológicas para confirmar se tais observações eram de fato gerais nos portadores de KC, ou se eram apenas casos particulares. Os profissionais da área confirmaram, baseados em suas experiências profissionais com a doença, que de fato o KC tem como efeito colateral a boa visão em curtíssimas distâncias. Foi explicado que tal fato se deve à mudança da curvatura da córnea, o que gera uma alteração na distância focal do olho.

Apesar da confirmação dos especialistas, faltavam-se dados mais qualitativos e quantitativos para o desenvolvimento de um protótipo que pudesse atender bem às necessidades dos pacientes. Assim, no intuito de se obter informações mais completas, decidiu-se então realizar um teste online com portadores de KC, utilizando novamente os Formulários Google para perguntas e os grupos de KC no *Facebook* para divulgação do teste. A escolha por este método é justificada pelas mesmas vantagens apresentadas para a pesquisa online.

Assim como a pesquisa online, o teste de distância focal online obteve grande sucesso, contabilizando 137 respostas, e criou um banco de dados com valiosas informações. O teste consistiu em um passo-a-passo que conduziu o portador de KC a fornecer informações mais precisas sobre as distâncias de foco de sua visão, ou seja, em quais intervalos de afastamento do olho a visão tinha boa nitidez. O teste devia ser realizado sem a utilização de correções visuais, como óculos ou lentes por exemplo, pois é sem correções que se observa a peculiaridade de redução da distância focal no KC.

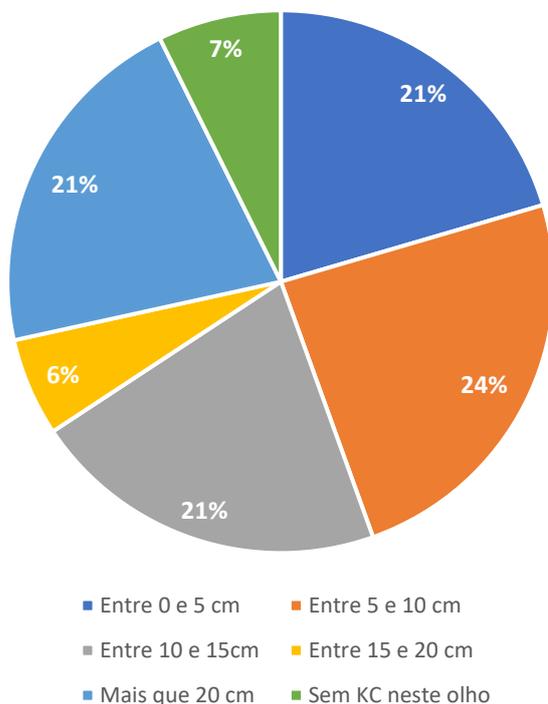
Em síntese, o participante deveria segurar uma revista, folheto, jornal ou livro com a mão estendida e aproximá-lo de seu olho até as letras e imagens ficarem nítidas, neste momento o usuário deveria medir com uma régua a distância aproximada em que o folheto se encontrava de seus olhos e informar este valor na pergunta. Em uma segunda etapa o participante deveria continuar aproximando o folheto de seus olhos até as imagens ou letras embaçarem, medir a distância e informar na pergunta. Este procedimento deveria ser seguido para ambos os olhos. Quando o olho direito estava sendo testado, o esquerdo deveria estar fechado, e vice-versa.

O procedimento realizado no teste iria informar aproximadamente os pontos de início e final de foco e nitidez nos olhos com KC dos participantes. De posse destes dados poderia ser analisada a viabilidade do conceito do CeratoGlasses, e ainda o adaptar para melhor atender as necessidades dos pacientes. Caso o leitor tenha interesse em se aprofundar nas

perguntas e instruções, assim como na dinâmica utilizada no teste, tais informações podem ser encontradas no apêndice A.

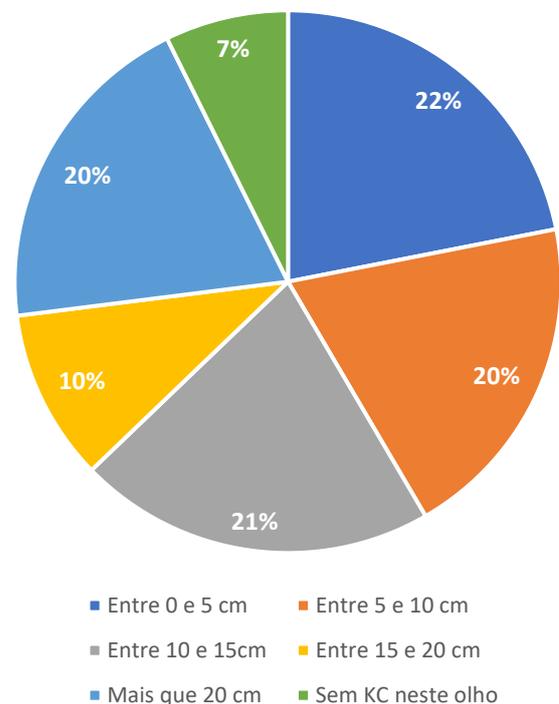
Vale trazer para discussão alguns dos dados mais importantes e de maior interesse na validação da ideia do protótipo. Os gráficos 5 e 6 passam informações sobre o final do intervalo de boa visão dos portadores de KC, ou seja, a maior distância que os entrevistados declararam enxergar com acuidade satisfatória. Pode-se perceber nos gráficos 5 e 6 que o foco e a nitidez da imagem começam a ser perdidos em distâncias maiores que 15 cm para 66% dos participantes no olho esquerdo, e para 63% no olho direito. Se forem desconsiderados os indivíduos que declararam não possuir ceratocone nos respectivos olhos, esses valores sobem para 70% no esquerdo e 68% no direito. Tal fato permite concluir que em distâncias maiores que 15 cm poucos pacientes serão capazes de enxergar, sendo assim, as telas LCD não poderão estar a uma distância maior que essa.

Gráfico 5 – Maior distância de foco e nitidez (Olho Esquerdo - OE)



Fonte: ELABORADO PELO AUTOR

Gráfico 6 – Maior distância do foco e nitidez (Olho Direito - OD)



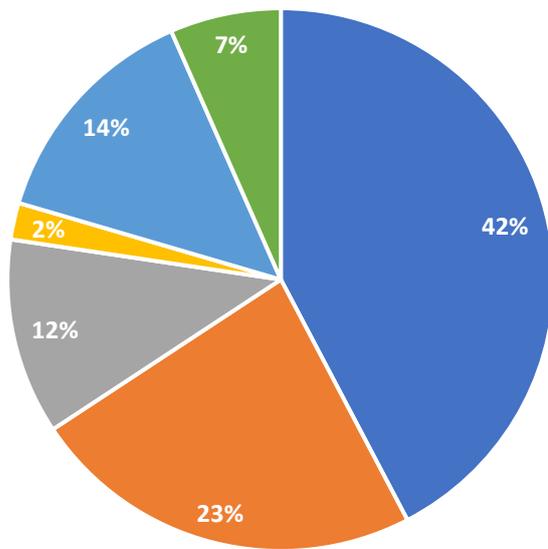
Fonte: ELABORADO PELO AUTOR

Já os gráficos 7 e 8 transmitem dados sobre o início do intervalo de formação de imagens bem focalizadas e nítidas, ou seja, permitem saber quais as menores distâncias que os entrevistados declararam enxergar satisfatoriamente. Percebe-se através da análise dos gráficos

que as imagens com boa nitidez e foco começam a ser formadas em distâncias menores que 10 cm em 65% dos participantes no olho esquerdo e em 63 % dos participantes no olho direito. Se esse valor for corrigido desconsiderando os que declararam não possuir KC no olho testado, esses números sobem para 70% no esquerdo e 68% no direito.

Outro ponto importante de se observar é a grande quantidade de indivíduos que declaram ter boa visão em distâncias menores que 5 cm, representados por 42% no olho esquerdo e 46% no olho direito. Dados que se corrigidos e desconsiderando os não possuidores de KC no olho testado sobem para 45% no esquerdo e 49% no direito. Se for considerada também a grande probabilidade de erro humano na realização dos testes, visto que os participantes não estavam realizando os mesmos sob nenhuma supervisão, tais números podem ser ainda maiores e mais animadores.

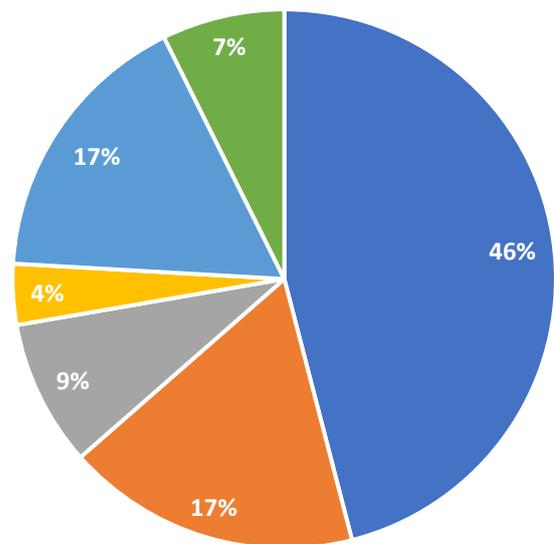
Gráfico 7 – Menor distância do foco e nitidez (Olho Esquerdo - OE)



■ Entre 0 e 5 cm ■ Entre 5 e 10 cm
 ■ Entre 10 e 15cm ■ Entre 15 e 20 cm
 ■ Mais que 20 cm ■ Sem KC neste olho

Fonte: ELABORADO PELO AUTOR

Gráfico 8 – Menor distância do foco e nitidez (Olho Direito - OD)



■ Entre 0 e 5 cm ■ Entre 5 e 10 cm
 ■ Entre 10 e 15cm ■ Entre 15 e 20 cm
 ■ Mais que 20 cm ■ Sem KC neste olho

Fonte: ELABORADO PELO AUTOR

Alguns casos também representam indivíduos que já fizeram transplante de córnea (5,1%-OE;2,2%-OD), implante de anel intracorneano (10,9%-OE;10,9%-OD) ou ainda possuem KC incipiente. Tais participantes podem já possuir uma boa acuidade visual sem uso de lentes ou óculos, casos em que os óculos digitais não funcionariam bem, nem seriam uma

boa opção considerando que o paciente já possui boa visão. A ideia do CeratoGlasses é ser uma opção para os pacientes que ainda possuem uma visão insatisfatória ou desconfortável com os métodos tradicionais ou que desejam evitar procedimentos cirúrgicos por variadas razões.

As informações coletadas no teste e também percebidas pelos gráficos 5 a 8, aliadas às opiniões e confirmações de especialistas, permitem concluir que as distâncias focais no KC realmente são reduzidas. Tal fato valida e dá credibilidade ao potencial de correção que o CeratoGlasses poderá oferecer aos portadores de ceratocone. Além disso, os testes e gráficos 5 a 8 permitiram concluir que a provável melhor posição para se colocar as telas LCD está em um intervalo entre 5 cm e 15 cm de distância do olho com KC.

6.2 ESCOLHA DA BASE DE FUNCIONAMENTO E PERIFÉRICOS

Para conseguir concretizar a construção do protótipo dos óculos digitais o primeiro passo a se tomar seria definir e escolher a base eletrônica de processamento em que os mesmos funcionariam, assim como os periféricos e acessórios utilizados para a construção do protótipo. Somente após a definição dos mesmos é que poderia se dar início aos processos de design e produção dos óculos.

Em um primeiro momento se cogitou utilizar as plataformas Arduino ou Raspberry Pi por diversas razões, como o fato de serem as plataformas com maior utilização em aplicações parecidas, possuírem boa confiabilidade e disponibilidade no mercado, além de serem as bases que provavelmente proporcionariam as maiores gamas de opções em periféricos e acessórios para serem utilizados. Uma outra grande vantagem do Arduino e Raspberry era o fato de proporcionarem uma boa comunidade colaborativa de código aberto, que seria muito útil no processo de programação e desenvolvimento da lógica utilizada na eletrônica dos óculos.

O Arduino se mostrava uma boa alternativa pois apresenta opções bastante compactas, como o modelo Nano, e seu preço também era bastante atrativo. Entretanto, ao se aprofundar em suas aplicações e especificações se percebeu que o mesmo não possui capacidade suficiente para realizar captações de imagens através de uma câmera, processá-las e reproduzi-las em telas LCD. Foram até encontrados exemplos de aplicações de Arduinos controlando telas LCD, porém as mesmas apenas reproduziam textos que eram obtidos dos códigos de programação. Como pode-se observar na tabela 3, o Arduino Uno por exemplo, um dos modelos superiores, possui baixíssimas configurações de processamento, como memória RAM de 2 kB, processador com *Clock* de apenas 16 MHz, e memória *flash* de 32 kB. A baixa

capacidade de processamento do Arduino tornou a utilização do mesmo inviável no projeto, apesar de seu tamanho e preço atraentes.

Com a inviabilidade da aplicação do Arduino começou-se a cogitar a utilização do Raspberry Pi. Este dispositivo, ao contrário do Arduino, possui altas capacidades de processamento, e pode executar funções até mais complexas que a captação e reprodução de imagens. Como se pode perceber na tabela 3, o Raspberry Pi possui especificações dignas de um computador, como memória RAM de 1 GB, processador Quad Core de 1,2 GHz e memória *Flash* de até 16GB, sendo assim uma plataforma mais do que suficiente, em termos técnicos, para o projeto.

Tabela 3 – Especificações técnicas do Arduino Uno e do Raspberry Pi 3 Model B

	Arduino Uno	Raspberry Pi 3 Model B
Processador	ATMega 328	Quad Cortex A53
Memória RAM	2 kB	1 GB
Velocidade de <i>Clock</i>	16 MHz	1,2 GHz
Memória <i>Flash</i>	32 kB	Cartão SD (2GB a 16 GB)
Largura de Registro	8-bit	32-bit
Multitarefa	Não	Sim
Potência	175 mW	700 mW
Voltagem	7 a 12V	5 V
Sistema Operacional	Nenhum	Linux e Similares
USB	1 (entrada)	2 (entrada e saída)
Dimensões	7,6 cm x 6,4 cm x 1,9 cm	8,5 cm x 5,6 cm x 1,7 cm
Preço	R\$ 29,00 a R\$ 45,00	R\$ 143,48 a R\$ 225,00

Fonte: ELABORADO PELO AUTOR

Devido à toda sua capacidade de processamento o Raspberry Pi tinha uma desvantagem inevitável, seu custo mais elevado. Em buscas em lojas online o Raspberry Pi traria um custo inicial para o projeto de pelo menos R\$ 178,00 com o frete, e a este valor deveriam ser acrescentados também os periféricos principais, como câmera e telas LCD.

As telas LCD não poderiam ter dimensões muito maiores do que as de uma lente de óculos convencional, de modo que o usuário pudesse visualizar a quase totalidade da tela. Questões estéticas e de viabilidade no design também reforçavam a necessidade de telas com

pequenas dimensões. Pareceu-se razoável, então, escolher telas com dimensões entre 2 e 3 polegadas para os óculos digitais. As telas deveriam ter também a melhor resolução de imagem possível, o que se tornou um sério problema, pois para pequenas dimensões como 2 e 3 polegadas não existiam telas de alta definição como *Full HD*, ou *HD*, por exemplo.

A melhor opção encontrada em lojas online foi um módulo de tela touchscreen LCD TFT para Raspberry Pi de 2,4 polegadas e com resolução de 320 x 240 linhas, que custaria no mínimo R\$ 200,00 com frete para as duas telas necessárias no protótipo, uma para cada olho. Para estas telas seria necessário pelo menos uma câmera que captasse imagens com resolução igual ou superior. Assim, foi encontrado um módulo de câmera para Raspberry Pi capaz de transmitir vídeos em uma resolução de 1920 x 1080 linhas com um preço de pelo menos R\$ 55,00 com frete incluso.

Como pode ser observado na tabela de custos abaixo, a utilização do Raspberry Pi levaria os custos iniciais do protótipo para quase R\$ 400, um valor consideravelmente alto. Além da desvantagem do preço, como pode ser visto na tabela 4, o Raspberry Pi possui dimensões muito grandes para a aplicação desejada. Encontrar uma posição para se fixar esse hardware nos óculos não seria tarefa simples, e o prejuízo estético seria inevitável. As desvantagens de alto preço e grandes dimensões se repetiam também em modelos concorrentes ao RaspberryPi como Orange Pi, Odroid, Asus Tinker, Rock 64 ou Hikey 960, o que também inviabilizava tais opções.

Tabela 4 – Custos básicos com utilização do Raspberry Pi

Produto	Qtd	Preço com frete
Raspberry Pi 3 Model B	1	R\$ 143,48
Tela Touch LCD TFT 2.4" 320x240	2	R\$ 200,00
Módulo de Câmera	1	R\$ 56,39
Total		R\$ 399,87

Fonte: ELABORADO PELO AUTOR

O problema do alto preço e das grandes dimensões do Raspberry Pi e concorrentes levaram a busca por outras opções disponíveis e de fácil acesso no mercado, porém menos convencionais, que também resolvessem a demanda do CeratoGlasses. Neste contexto começaram a ser consideradas a adaptação de câmeras fotográficas, filmadoras e até celulares no projeto como solução. Tais produtos na maioria das vezes já são otimizados para serem pequenos, possuem câmeras e telas de boa qualidade e já possuem uma interface de interação

com o usuário bem elaborada, intuitiva e livre de erros por já se tratar de um produto final bem testado.

A adaptação de um produto já pronto traria diversas vantagens como a obtenção de um protótipo mais estável, profissional, bem-acabado e com mais opções de personalização por parte do usuário. Tal opção poderia também reduzir significativamente os custos básicos do protótipo, já que todos os periféricos e acessórios como câmera, telas e chipset de processamento necessários nos óculos digitais já viriam em uma câmera ou filmadora por exemplo. Além das vantagens citadas acima, todas as dificuldades e transtornos advindos da programação e criação do ambiente virtual do conjunto poderiam ser evitados através desta escolha, o que além de poupar gastos financeiros pouparia tempo, que poderia ser utilizado no melhor desenvolvimento do design e na melhor produção do protótipo.

Começou-se então a busca em lojas online por produtos que se adaptassem bem ao conceito do protótipo, principalmente no que tange às dimensões e funcionalidades do mesmo. Logo, procurava-se câmeras ou filmadoras com as seguintes características: uma tela entre 2 e 3 polegadas com boa resolução, câmeras de qualidade igual ou superior a resolução da tela, chipset compacto e com um bom custo-benefício.

Assim como ocorreu para o Raspberry Pi, a maior dificuldade se deu em encontrar telas com pequenas dimensões e altas definições (*Full HD ou HD*). A maioria das câmeras e filmadoras disponíveis no mercado possuem grandes telas, geralmente maiores que 3,5 polegadas, o que é inviável para os moldes do CeratoGlass, onde as telas devem possuir dimensões similares às lentes dos óculos convencionais.

Neste cenário, a melhor das opções encontradas foi uma filmadora veicular de painel (figura 6), que dispõe de uma tela LCD TFT de 2,5 polegadas com resolução de 320 x 240 linhas e de uma câmera capaz de capturar imagens com resolução de até 1280 x 960 linhas. A filmadora era bastante compacta e possuía um preço extremamente atraente de R\$ 44,90 já incluído o frete. A compra de apenas duas unidades seria suficiente para fornecer quase todas as peças, periféricos e acessórios necessários a construção do protótipo. Tal opção geraria um custo básico de cerca de R\$ 89,80, como pode ser visto na tabela 5, o que representa um valor mais que 4 vezes menor do que se fosse utilizado o Raspberry Pi (tabela 4).

Figura 7 – Filmadora Veicular



Fonte: MERCADO LIVRE, 2017

Tabela 5 – Custos básicos com utilização da filmadora veicular

Produto	Qtd	Preço com frete
Filmadora Veicular	2	R\$ 89,80
Total		R\$ 89,80

Fonte: ELABORADO PELO AUTOR

Apesar da escolha da filmadora ter sido considerada a melhor dentre as opções disponíveis, a resolução da tela LCD, e conseqüentemente sua densidade de pixels, está aquém do desejado para proporcionar uma visão de alta qualidade aos portadores de KC. É importante salientar que a resolução da tela LCD que poderia ser utilizada no Raspberry Pi era a mesma, de forma que a opção pela filmadora veicular não resultou em perda de qualidade do protótipo final.

A indisponibilidade de telas pequenas e de alta definição no mercado se mostrou, sem dúvida alguma, como um gargalo na qualidade final do protótipo, o qual não foi possível contornar. Em um possível desenvolvimento de um produto final e em larga escala seria imprescindível a personalização de todo o protótipo, e principalmente da tela, aumentando sua qualidade e definição.

A filmadora veicular escolhida pode ser alimentada através de um cabo USB que pode ser conectado a qualquer porta USB de 5V (fonte, computador ou bateria externa), ou por uma bateria própria de 3,7 V e 1020 mAh, mas esta não garante o funcionamento da filmadora por muito tempo.

6.3 DESIGN E FABRICAÇÃO DO PROTÓTIPO

Para a fabricação do protótipo decidiu-se utilizar a impressão 3D como processo de produção. Tal escolha se deve a enorme versatilidade de projeto que este método proporciona. A utilização do processo de impressão 3D permitiria uma enorme capacidade de personalização do protótipo através do uso de programas de modelagem 3D, como SolidWorks ou Inventor, por exemplo. O que seria extremamente necessário tendo em vista que um novo produto seria desenvolvido, partindo da adaptação de peças e componentes de uma filmadora já existente.

O primeiro passo no processo de impressão 3D consiste no desenvolvimento e modelagem das peças a serem impressas em programas de modelagem computacional 3D, os chamados softwares CAD (do inglês, *Computer Aided Design*). É nesta fase que são definidas todas as formas e dimensões do protótipo que se desejava obter. Somente depois de concluído o design das peças no ambiente virtual é que se poderia dar prosseguimento ao processo de impressão. Assim, é essencial discorrer um pouco a respeito do processo de design realizado no protótipo antes de se partir para as especificidades da fabricação dos óculos digitais.

6.3.1 Design do Protótipo

Em um primeiro momento desejou-se desenvolver um protótipo dentro dos moldes de óculos de sol convencionais, de modo que o público se identificasse com o modelo e que o mesmo tivesse mais aceitação. Era necessária também a acomodação da câmera em uma posição que a imagem capturada fosse similar a enxergada pelo olho do usuário. As telas também deveriam ficar posicionadas centralizadas com os olhos do paciente, de forma a garantir o melhor campo de visão possível.

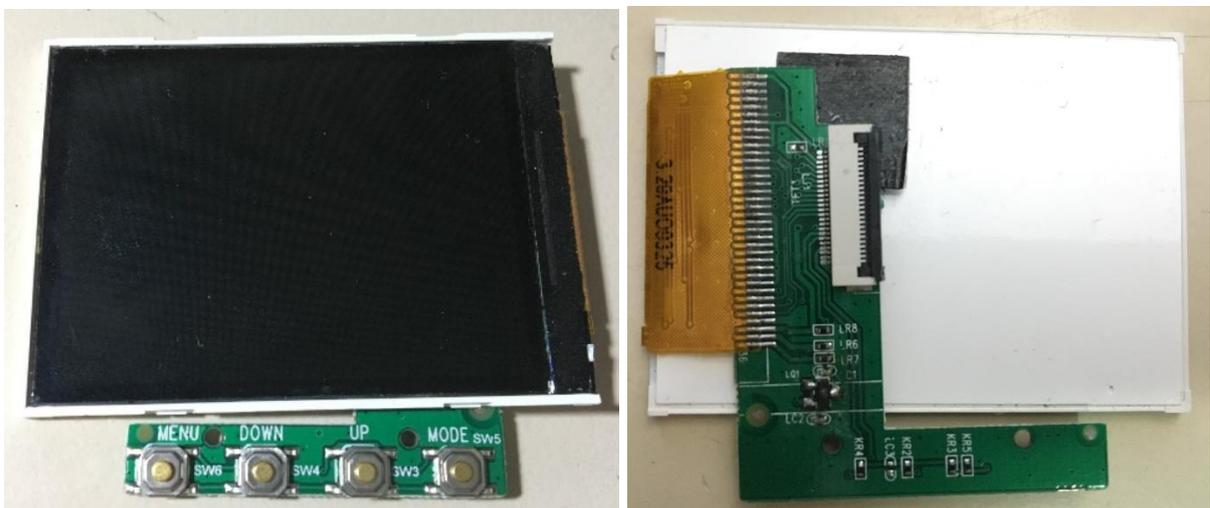
Para iniciar o processo de design dos óculos era necessária a desmontagem da filmadora veicular com o objetivo de se analisar as formas e dimensões das peças que seriam aproveitadas. Imagens destas peças após serem retiradas da filmadora se encontram nas páginas a seguir para melhor entendimento do leitor.

Figura 8 – Chipset e Câmera frente e verso



Fonte: FOTOGRAFIA PELO AUTOR

Figura 9 – Tela frente e verso



Fonte: FOTOGRAFIA PELO AUTOR

Figura 10 – Cabo flat



Fonte: FOTOGRAFIA PELO AUTOR

Como pode ser visto nas figuras, seriam aproveitados o chipset, a câmera, a tela e o cabo flat que conecta o chipset da filmadora na tela. O chipset apresentava uma série de componentes desnecessários aos óculos digitais, como alto-falante e leds infravermelhos, que foram removidos com intuito de reduzir espaços como mostra a figura abaixo.

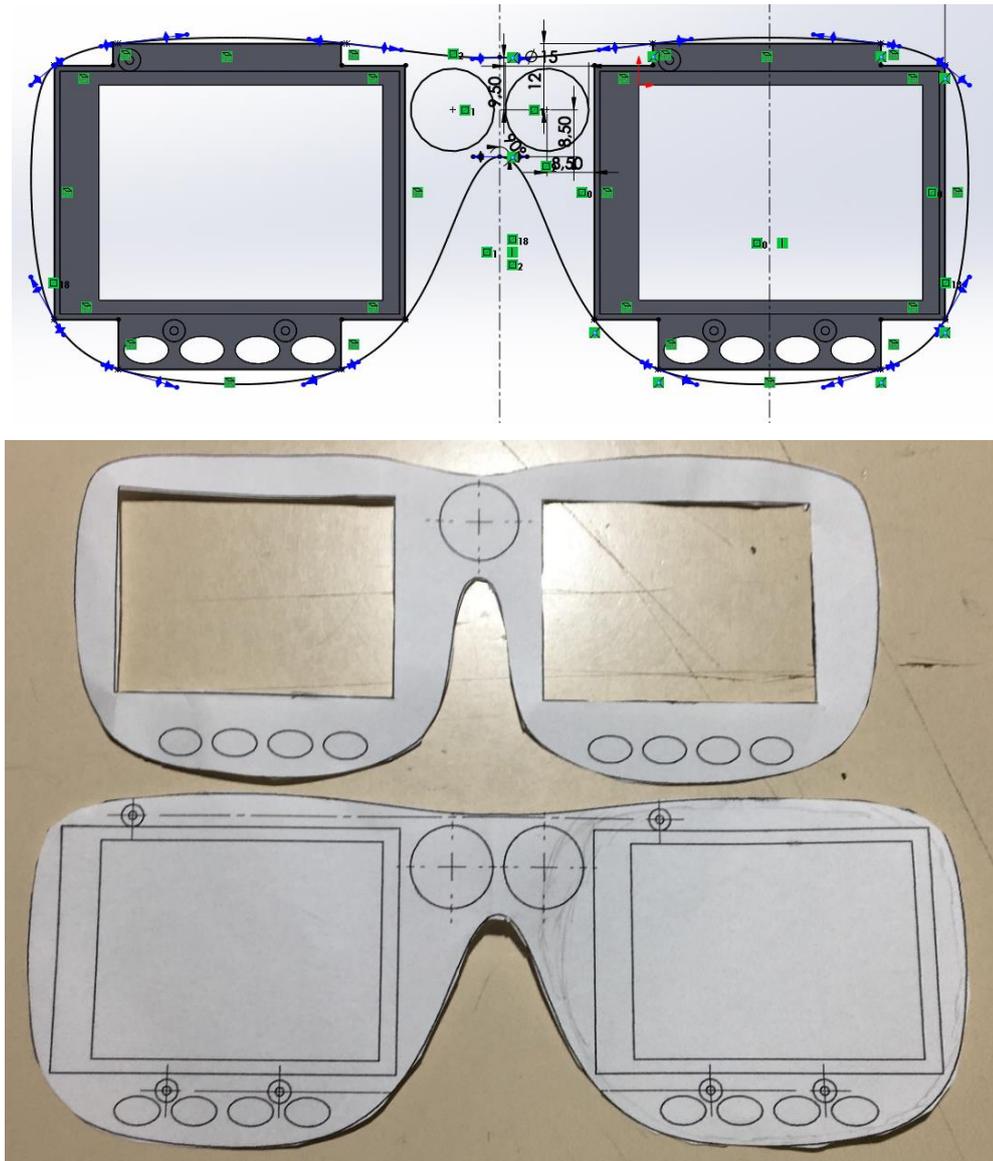
Figura 11 – Chipset e câmera após remoção de componentes desnecessários



Fonte: FOTOGRAFIA PELO AUTOR

De posse das peças a serem utilizadas em seus formato e dimensões mínimos possíveis pôde-se começar a esboçar a mão e em papel os primeiros traços do CeratoGlasses. Os esboços a mão foram o ponto de partida para os desenhos em CAD. Para esta etapa foi escolhido o SolidWorks 2016 como software de modelagem 3D das peças devido a seus avançados recursos e funcionalidade. Algumas imagens dos primeiros esboços podem ser encontradas na próxima página:

Figura 12 – Primeiros esboços



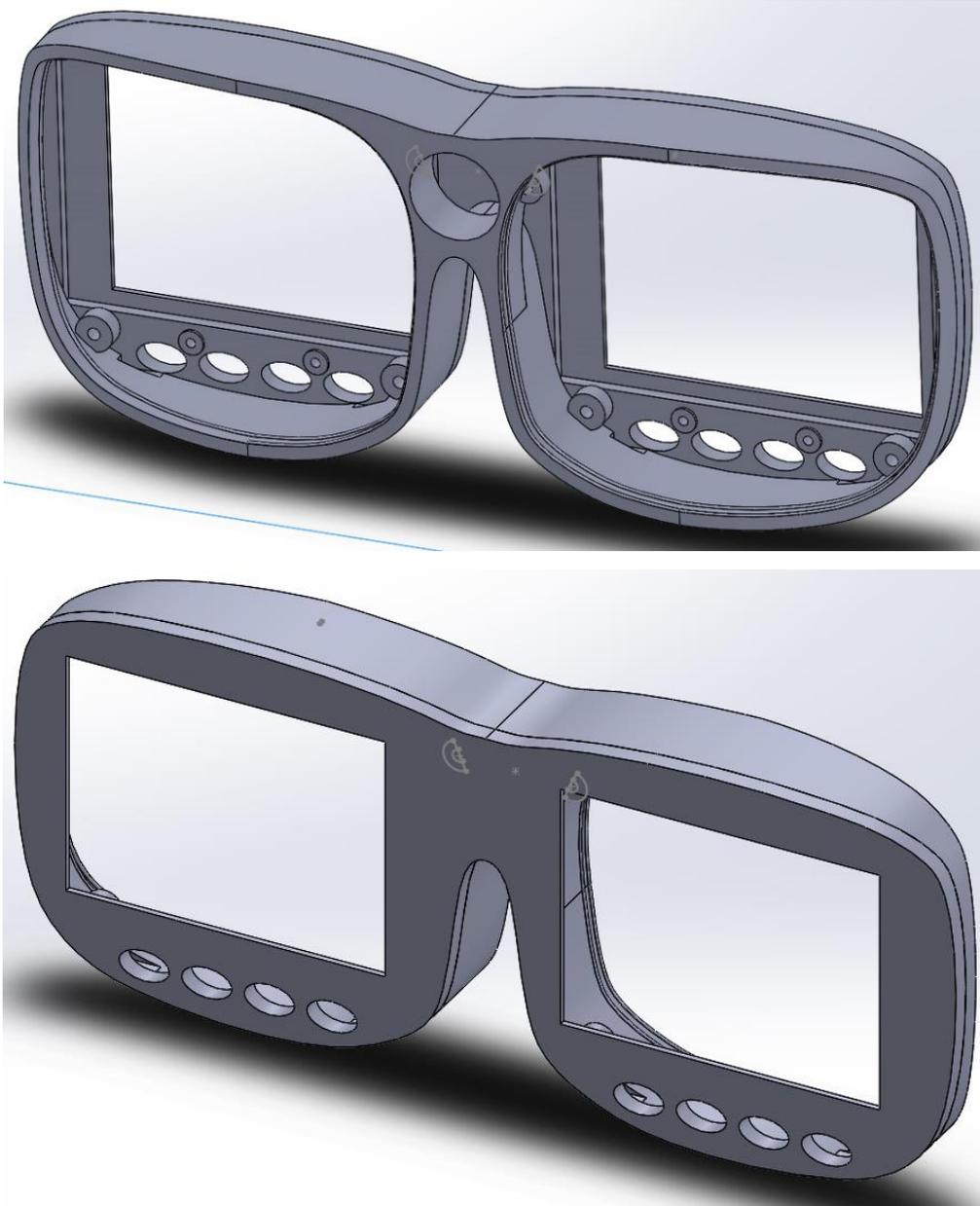
Fonte: FOTOGRAFIA PELO AUTOR

Em um primeiro momento desejava-se colocar duas câmeras no centro dos óculos, de modo que este pudesse proporcionar ao usuário algo que se aproximasse da real visão 3D percebida pelos olhos normais. Entretanto colocar as duas câmeras no centro deixariam as telas muito afastadas do centro de visão dos olhos, o que prejudicaria muito a qualidade visual, além de deixar os óculos muito grandes lateralmente. Por isso decidiu-se alterar o design e deixar apenas uma câmera no centro.

O projeto foi evoluindo e tomando forma a medida que as peças modeladas eram dimensionadas para acomodar as partes advindas da filmadora. Inicialmente foram desenvolvidas duas armações, uma que serviria de suporte para a câmera e para as lentes

(responsáveis por isolar os circuitos do ambiente externo), e outra que acomodaria as duas telas e seus respectivos botões. Uma foto da montagem realizada no Solidworks com as peças prontas pode ser vista abaixo:

Figura 13 – Armações das telas, lentes e câmeras

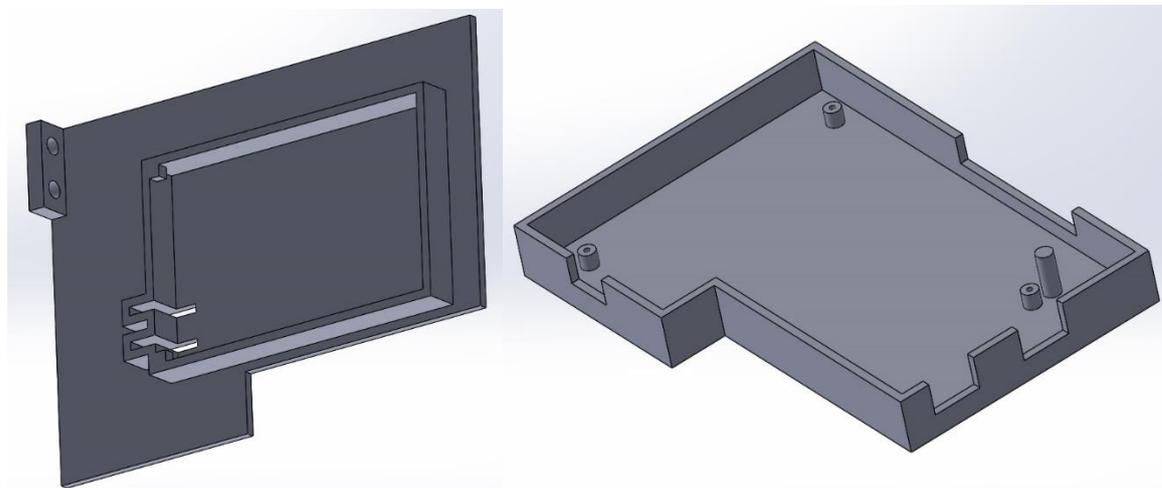


Fonte: FOTOGRAFIA PELO AUTOR

Após o design das armações era necessário o desenvolvimento da peça que iria guardar o chipset e bateria do protótipo. Fez-se, então, o design de um aparato que seria fixado nas laterais do CeratoGlasses e que além de funcionar como capa para o chip e suporte de

bateria, serviria também como as hastes que apoiam os óculos nas orelhas dos usuários. Fotos das duas partes desse aparato se encontram abaixo.

Figura 14 – Suportes para bateria e chipset



Fonte: FOTOGRAFIA PELO PRÓPRIO AUTOR

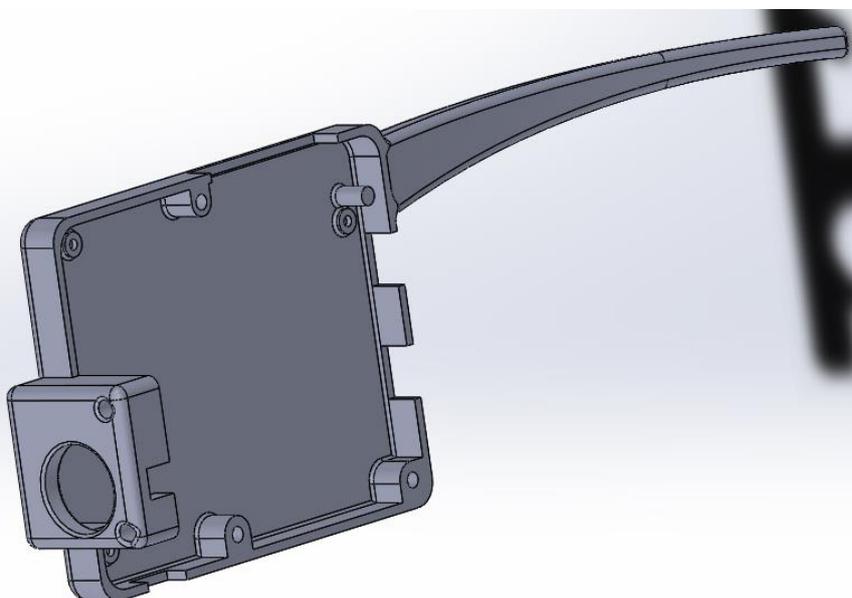
Os suportes para a bateria e chipset quando montados lado a lado no Solidworks ficaram muito espessos, o que deixaria a utilização dos óculos desconfortáveis e comprometeria sua usabilidade. Face a esse problema se pensou na possibilidade de transferir todo o conjunto de chip e bateria para o bolso do usuário, interligando estes aos óculos por meio de fios e cabos. Para isto seria necessário a compra de longos cabos flats que ligariam o chip no bolso do usuário até as telas nos óculos. Após algumas pesquisas foram encontrados cabos flats longos compatíveis com a filmadora que poderiam ser utilizados, entretanto um outro problema surgiu.

Para funcionamento do protótipo imaginado seria necessário desconectar o cabo flat dourado (pode ser visto na figura 10) que interliga a câmera ao chipset da filmadora e comprar ou confeccionar um mais longo e soldá-lo ao chip de processamento. Seria necessário um cabo muito comprido com mais de 1 metro caso o chipset ficasse no bolso do usuário, ou um cabo mediano com cerca de 10 cm caso o chip fosse instalado na haste lateral dos óculos.

Infelizmente tal cabo flat não possuía nenhum tipo de dimensão padronizada que permitisse a compra do mesmo. Foi tentada também a confecção e impressão do circuito através de softwares especializados em design de PCI (placas de circuito impresso), porém, como o cabo flat não seguia um padrão de espaçamento e dimensão bem difundido, não existiam conectores compatíveis com o mesmo. O fato impossibilitou a utilização da câmera no centro dos óculos, além do chip de processamento e bateria no bolso do usuário.

Para solucionar esse obstáculo decidiu-se desenhar os óculos de modo que não fosse necessário desconectar a câmera do chipset. A melhor solução encontrada foi retornar à ideia inicial de posicionar o chip de processamento nas laterais dos óculos, ou seja, na posição das hastes dos óculos. Neste caso seriam utilizadas duas câmeras, uma em cada lado dos óculos, o que permitiria utilizar o conjunto chipset-câmera advindo da filmadora, sem modificações. Assim, uma única peça serviria de suporte para a câmera e chipset dos óculos, além de realizar a função de apoiar os óculos nas orelhas do usuário como pode ser visto na figura 14.

Figura 15– Suporte para câmera e chipset



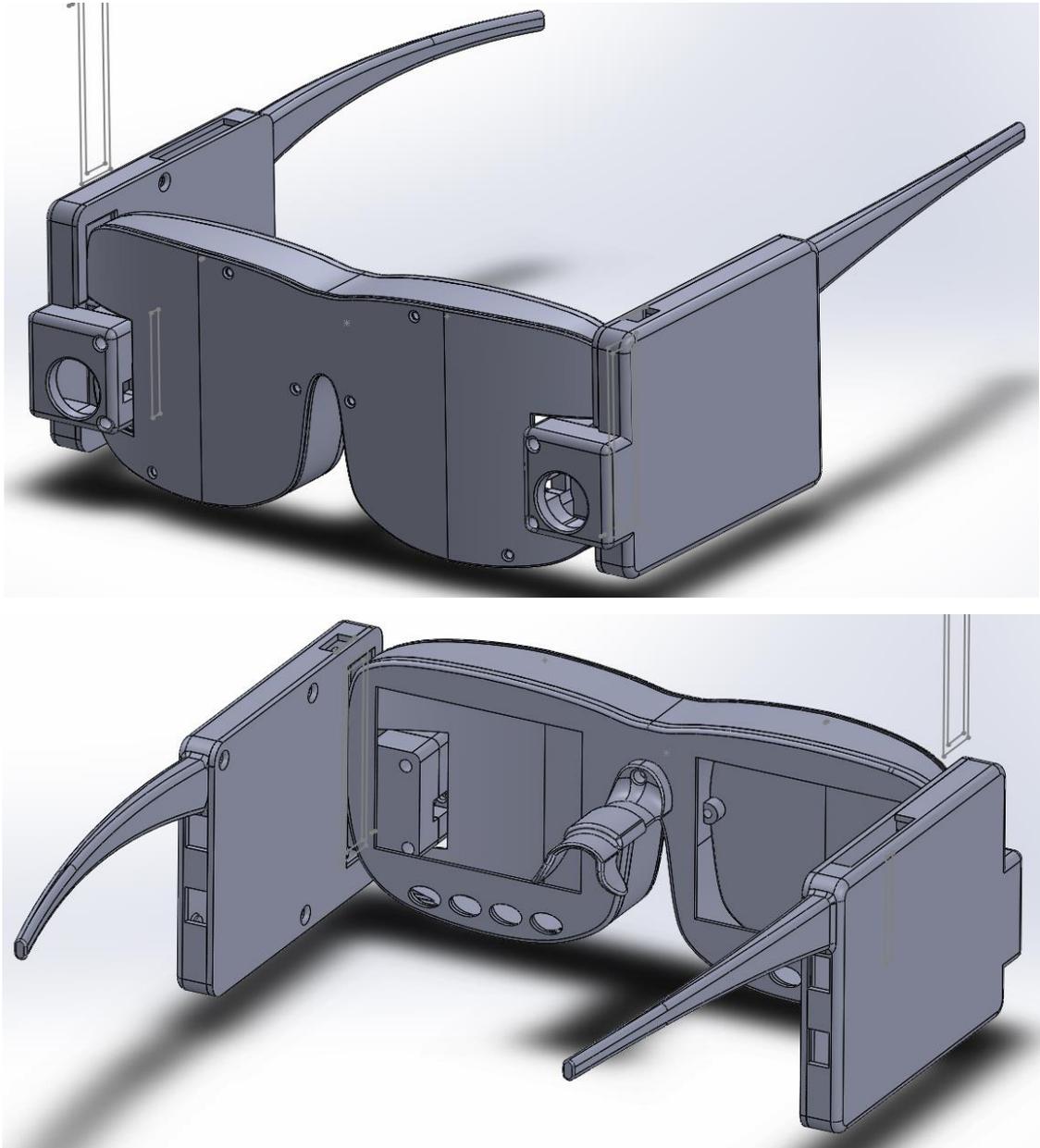
Fonte: FOTOGRAFIA PELO PRÓPRIO AUTOR

Para resolver o problema da grande espessura, resolveu-se eliminar a bateria advinda da filmadora no protótipo, principalmente pelo fato da mesma não ser capaz de sustentar seu funcionamento por muito tempo. O fornecimento de energia para os óculos passaria a vir de uma bateria externa que poderia ficar alojada no bolso do usuário e se conectar aos óculos através de um cabo USB. A opção por utilizar a peça reproduzida na figura 14 deixou o protótipo um pouco mais bruto e desajeitado do que se desejava, porém essa foi a única solução encontrada para contornar o contratempo do cabo flat da câmera.

Algumas outras peças complementares também foram desenvolvidas para o projeto. São elas capas e tampas para o suporte de chip e câmera (figura 14) e para a armação das telas (figura 12) e também um apoio de nariz ajustável que seria responsável por apoiar os óculos no nariz do usuário e ajustar a distância da tela aos olhos do mesmo. A montagem do

produto final obtida no Solidworks pode ser vista abaixo. Caso o leitor tenha interesse, os desenhos de todas as peças criadas podem ser encontradas no apêndice B.

Figura 16 – Montagem virtual final do Ceratoglasses frente e verso



Fonte: FOTOGRAFIA PELO PRÓPRIO AUTOR

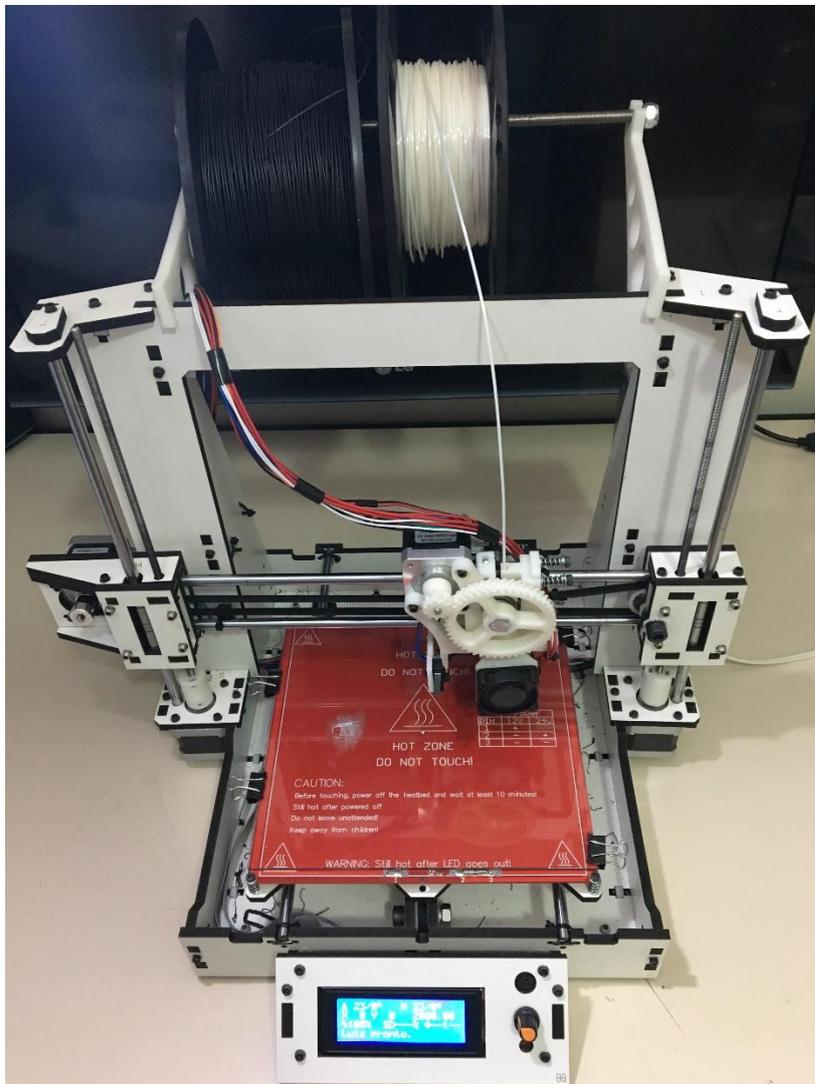
6.3.2 Fabricação do Protótipo

Para a fabricação do protótipo do CeratoGlasses decidiu-se utilizar uma impressora 3D que utiliza o método de impressão por deposição de material fundido (FDM). Tal escolha se deu pelo fato de as impressoras que utilizam tal método serem mais versáteis, baratas e de

fácil manutenção. Apesar de existirem impressoras mais precisas e profissionais, como as que utilizam o SLA, estas são muito mais caras e estavam fora da realidade orçamentária deste projeto.

Desta forma iniciou-se a procura por uma impressora 3D FDM com um baixo custo, mas que ao mesmo tempo proporcionasse uma qualidade de impressão razoavelmente boa. Após bastante pesquisa e análise de opiniões de usuários em fóruns online, sites especializados e experiência de pós-venda relatada por consumidores, decidiu-se adquirir um Kit para montagem de uma Impressora 3D da Tec3D (figura 16).

Figura 17 – Impressora Tec3D



Fonte: FOTOGRAFIA PELO AUTOR

A impressora em questão tinha como pontos positivos o fato de apresentar mesa aquecida, o que permite maior controle e melhor fixação das peças impressas, assim como

permite a impressão de uma gama maior de materiais. A Tec3D tem capacidade de imprimir em ABS, PETG, PLA, TPU, poliamida, entre outros. O pós-venda da Tec3D se mostrou bastante útil e prestativo, principalmente na fase de montagem da mesma. A principal vantagem da Tec3D, entretanto, estava em seu baixo preço, o Kit custou R\$ 2.040,00 incluídos adicionais como suporte de rolo de filamento, controlador com tela LCD e entrada para cartão SD, além do nivelamento automático.

Figura 18 – Impressora Prusa i3



Fonte: REPRAP.ORG

A impressora da Tec3D é uma RepRap baseada no modelo Prusa i3 (figura 17), um dos modelos mais utilizados no mundo e pela comunidade RepRap. A Prusa i3 e suas derivações são o que existe de mais moderno e confiável quando se trata de RepRaps. Ao contrário da Prusa i3, a Tec3D possui uma carcaça feita de chapas de MDF (do inglês *medium-density fiberboard*), o que contribui na redução de preço, e também evita o aparecimento de trincas, presentes no modelo feito de acrílico.

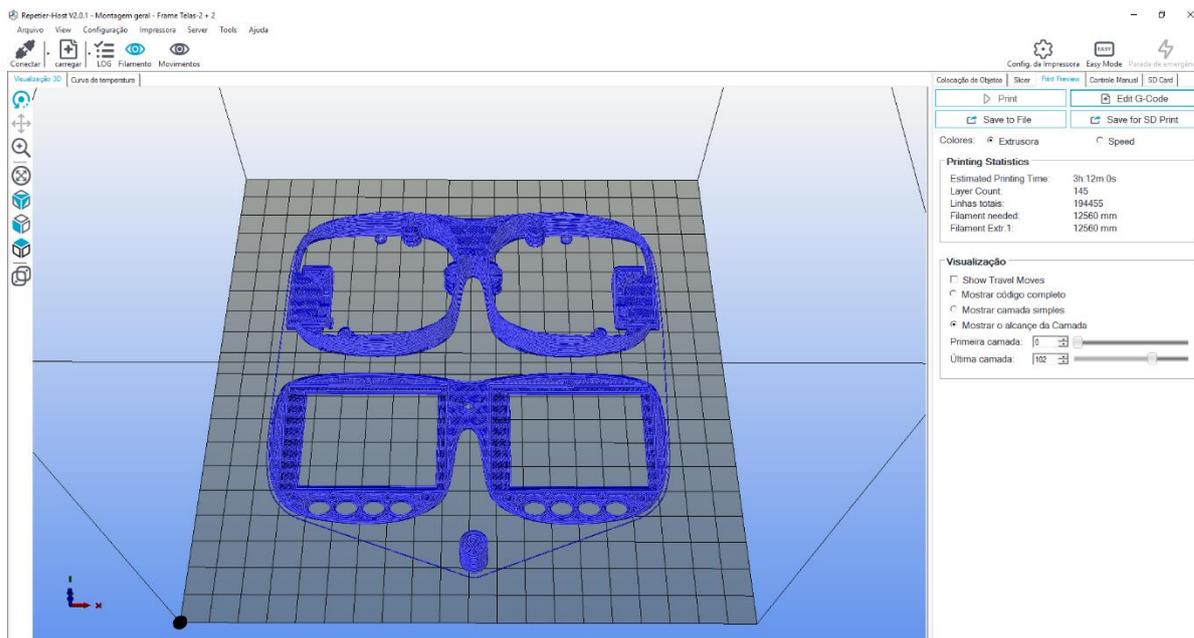
A montagem da impressora se mostrou mais complexa do que o esperado, tomando também mais tempo do que o previsto. Mesmo após a montagem foram necessários constantes ajustes finos e calibrações na altura do bico da extrusora, no sistema de nivelamento automático, no posicionamento dos sensores de fim de curso, no passo do motor de alimentação de filamento, na altura da mesa aquecida, entre outros. Alguns destes ajustes eram realizados manualmente, e alguns outros eram realizados alterando-se o *firmware* da impressora. A Tec3D utiliza o *firmware* de código aberto *Marlin*, um dos mais eficientes e utilizados pela comunidade RepRap. Uma das grandes vantagens do *Marlin* é o fato deste utilizar a bem difundida plataforma Arduino. Os ajustes da impressora são necessários periodicamente, de forma a garantir a boa qualidade da impressão.

6.3.2.1 Impressão utilizando a Tec3D

Para se utilizar a Tec3D, primeiramente, devem ser definidas e configuradas as preferências de impressão da mesma. Esta tarefa é feita através do programa *Slic3r*, onde são fornecidas todas as informações básicas necessárias ao processo de impressão. No *Slic3r* são dadas as configurações de impressão, de filamento e da impressora. Exemplos de informações que devem ser fornecidas e configuradas são o diâmetro e tipo de material utilizado, temperatura e diâmetro do bico da extrusora, temperatura da mesa aquecida, altura da camada, porcentagem de preenchimento interno da peça, padrão de preenchimento das camadas (retilíneo, honeycomb, concêntrico, etc), quantidade de camadas perimetrais de fixação, configurações dos materiais de suporte, entre muitos outros.

Após a configuração completa do *Slic3r* com os padrões desejados de impressão deve se inicializar o programa *RepetierHost*. Uma das funções deste *software* é a de controle da impressora, sendo capaz de movimentar todos os motores (eixos X, Y, Z e alimentador de filamento), assim como ligar e desligar o aquecimento da mesa e do bico da extrusora.

Entretanto a função mais importante é a de *software* fatiador, o *RepetierHost* carrega os arquivos em .STL previamente gerados em um programa CAD e permite ao usuário posicionar as peças na orientação e posição da mesa em que a impressão produzirá a melhor qualidade. Após o posicionamento das peças, o *RepetierHost* utiliza as configurações definidas no *Slic3r* e faz o fatiamento das peças a serem impressas, camada por camada como pode ser visto na figura 18. Através da função pré-visualizar o usuário pode conferir uma simulação de como será realizado o processo de impressão e realizar ajustes caso julgue necessário.

Figura 19 – Fatiamento pelo *RepetierHost*

Fonte: FOTOGRAFIA PELO AUTOR

Após realizado o fatiamento o *RepetierHost* gera um arquivo *g-code* contendo todas as instruções de impressão necessárias para a fabricação da peça na Tec3D. Este código é posteriormente copiado para um cartão de memória SD que é inserido na impressora. Através da tela LCD o arquivo desejado é selecionado, o que dá início ao processo de impressão. Após o término da impressão devem ser retirados os materiais de suporte produzidos e na maioria das vezes também se faz necessário um trabalho de polimento e acabamento para a produção de uma peça final de melhor qualidade.

6.3.2.2 Escolha do material de impressão

Uma das primeiras decisões que deveriam ser tomadas era a definição de qual material seria utilizado para a fabricação do protótipo do CeratoGlasses. Dentre os vários tipos de filamentos existentes no mercado, os mais consolidados e mais comuns são o ABS e o PLA, principalmente devido ao seu menor preço quando comparados a outras opções menos convencionais. Dentre as vantagens do ABS podem ser citadas: maior resistência mecânica, melhor tolerância a altas temperaturas, melhor flexibilidade e facilidade no pós-processamento e acabamento. Entretanto, o ABS exige mais experiência e atenção no processo de impressão, além de uma mesa aquecida devido a sua maior contração no resfriamento. Já o PLA é um material de impressão mais fácil, mais ecológico e inerte, contudo, apresenta pouca resistência

mecânica e se submetido a altas temperaturas, como a de um carro sob sol, pode perder as suas formas.

Ambos os materiais apresentavam vantagens importantes uns sobre os outros. Era interessante que os óculos possuíssem uma boa resistência mecânica para que não quebrassem em situações de quedas, assim como uma boa resistência a temperaturas, pois é bastante provável a guarda do mesmo em ambientes quentes como o porta-óculos de um carro. Ao se analisar os preços dos filamentos foram encontrados valores mínimos de R\$ 63,00/kg para o ABS e R\$ 130,00/kg para o PLA nas lojas virtuais. O mais alto valor PLA aliado às propriedades mecânica favoráveis do ABS foram determinantes na escolha do último para a fabricação dos óculos digitais.

6.3.2.3 Configurações do *Slic3r* para impressão

Como mencionado anteriormente, no *Slicer* são fornecidas diversas informações sobre a impressora e filamento, assim como são configuradas as diversas preferências de impressão. Nesta seção serão abordadas as principais configurações de impressão utilizadas no *Slicer* (figura 19) para a produção do CeratoGlasses:

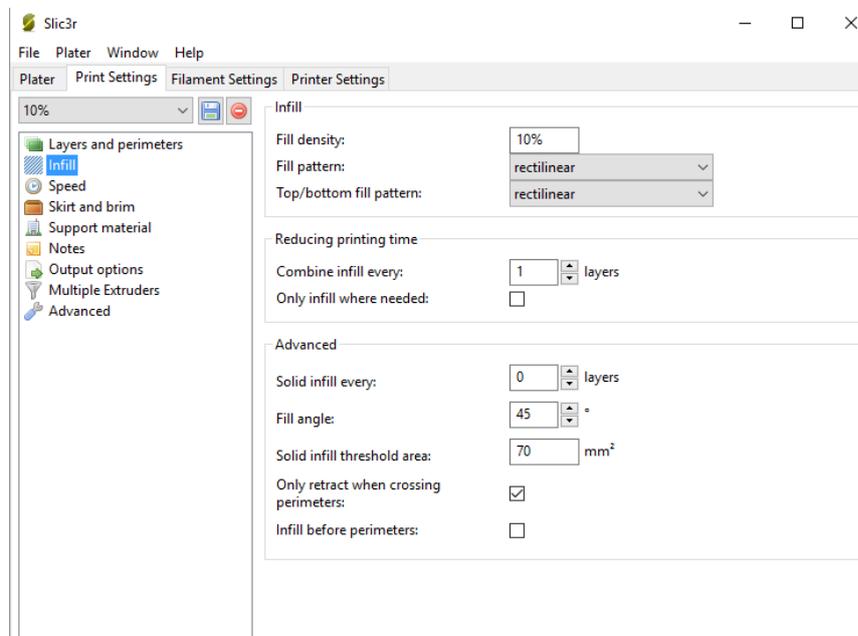
- **Altura da camada:** esta configuração controla a altura das camadas, e por consequência a quantidade total de camadas impressas em um modelo. Quanto mais finas são as camadas melhores são as precisões obtidas, contudo, quanto mais finas são as camadas, mais tempo e energia a peça requer para ser impressa. Para impressão das peças do CeratoGlasses foi utilizada uma altura de 0,2 mm, pois em alturas menores não foram observadas melhoras nos acabamentos superficiais, apenas aumentaram o tempo de impressão.
- **Densidade de Preenchimento:** a densidade determina a porcentagem de preenchimento dos interiores das peças. A densidade pode assumir qualquer valor entre 0% e 100%, quanto maior for a porcentagem de preenchimento, maior será a densidade da peça, assim como sua massa e resistência mecânica. Desta forma deve-se chegar a um valor mais adequado para cada tipo de projeto, a depender das aplicações do mesmo. As peças dos óculos foram impressas com 10% de preenchimento, valor que apresentou boa resistência mecânica, ao mesmo tempo que proporcionou massa razoavelmente reduzida.
- **Padrão de Preenchimento:** o padrão de preenchimento representa a maneira na qual as camadas serão impressas em suas partes internas. O *Slic3r* permite a escolha de diversos métodos de preenchimento, são eles: retilíneo, linear, concêntrico, *honeycomb*, curva de

Hilbert, acordes de Arquimedes, ou espiral octagrama, cada um destes métodos possui suas vantagens e desvantagens. No projeto foi utilizado o preenchimento retilíneo devido a sua versatilidade e boa velocidade de impressão, aliada a boa resistência mecânica apresentada.

- **Saia:** determina a quantidade de voltas e a distância da saia impressa ao redor da peça. A saia possui a função de extrudar os primeiros milímetros de filamento. Fazendo isso previne-se que a impressão da peça comece a ser realizada sem a presença de filamento no bico extrusor. A ausência de filamento no início da impressão da peça de fato deixa partes não preenchidas o que pode ocasionar defeitos em cadeia, o que pode comprometer todo o trabalho de impressão. A ausência de filamento no bico da extrusora se dá entre uma impressão e outra, quando o bico ainda quente gera respingos de material do filamento, gerando uma descontinuidade dentro da extrusora. Para as peças deste trabalho foi utilizada uma volta de saia com 1 mm de distância da peça impressa. Estas configurações foram obtidas após a realização de testes de saias de 1 a 5 voltas, onde percebeu-se que apenas uma volta era suficiente para se remover as descontinuidades no interior das extrusoras. Utilizar saias com mais de 2 voltas se mostrou apenas desperdício de material.
- **Material de Suporte:** os materiais de suporte são impressões realizadas para dar sustentação a partes das peças que não possuem apoio suficiente para se sustentar durante a impressão. Em algumas peças, determinadas partes da impressão necessitam de apoios para serem realizadas, pois estes apresentam ângulos de inclinação muito acentuados, sem estes apoios as camadas impressas não iriam se sustentar, o que comprometeria todo o trabalho de impressão. São necessários na impressão de peças mais complexas com saliências, protuberâncias e cavidades. Para a construção dos suportes o usuário pode fornecer os ângulos de inclinação mínimos ou deixar que o próprio programa identifique as regiões onde se tem necessidade de imprimir suportes. Após a impressão os suportes são facilmente removíveis com a mão ou com a ajuda de ferramentas de acabamento. Para a produção do CeratoGlasses foram gerados materiais de suporte em áreas automaticamente detectadas pelo *Slicer*.
- **Diâmetro e Material do Filamento:** os diâmetros de filamento e extrusora mais comumente utilizados e disponíveis no mercado são os de 3mm e 1,75mm. Como a impressora utilizada neste projeto já possuía a extrusora com entrada de 1,75mm, foram utilizados filamentos de ABS de 1,75 mm de diâmetro na cor preta para este projeto. Uma das vantagens deste diâmetro é sua maior precisão e facilidade de extrusão.

- **Temperatura da Extrusora:** a temperatura na qual a extrusora opera depende do material em que se está utilizando na impressão. Como se estava utilizando o ABS para o projeto, a extrusora foi configurada para realizar a primeira camada a 240 °C e as demais a 230 °C. Estes valores são os recomendados pela maioria dos fabricantes de filamentos para a impressão em ABS.
- **Temperatura da Mesa Aquecida:** novamente a temperatura aqui depende do material utilizado. Como se imprimiu com ABS a mesa aquecida foi configurada para funcionar em uma temperatura de 115 °C, o que é o mais recomendado pelos fabricantes para este material. A alta temperatura é necessária para a melhor aderência das camadas de ABS na mesa, evitando também os efeitos de contração apresentados por este material.
- **Diâmetro do Bico da Extrusora:** o diâmetro do bico geralmente varia entre valores de 0,3mm até 0,6mm, a depender do tipo de peça que se deseja imprimir. A impressora utilizada possui extrusora com bico de 0,4 mm de diâmetro. Este diâmetro é o mais utilizado atualmente nas RepRaps devido a sua boa precisão e versatilidade para peças de diferentes dimensões. O diâmetro do bico é quem determina a espessura das linhas que compõem as camada que estão sendo impressa.

Figura 20 – Configurações *Slic3r*



Fonte: FOTOGRAFIA PELO AUTOR

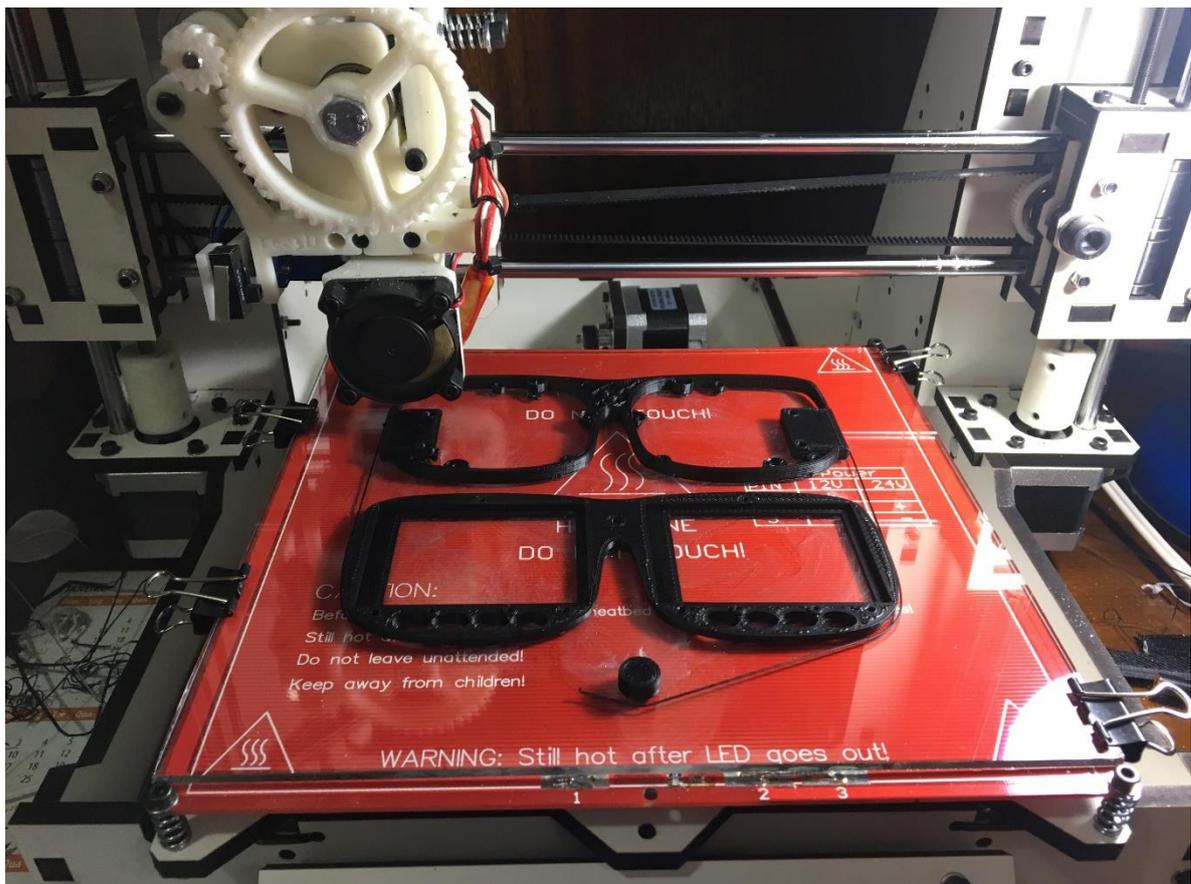
Caso o leitor tenha interesse em conferir todas as configurações de impressão utilizadas na fabricação dos óculos, estas se encontram disponíveis no apêndice C.

6.3.2.4 Impressão 3D das peças do CeratoGlasses

Após a configuração completa do *Slic3r* era a hora de efetivamente imprimir as peças desenvolvidas através do *Solidworks*. Estas peças foram salvas em formato *.STL* e carregadas no *RepetierHost*. Neste as peças foram rotacionadas e posicionadas nos locais onde seriam obtidos os melhores resultados de impressão. Posteriormente as peças foram fatiadas, os *g-codes* foram gerados e transferidos para um cartão SD que foi inserido na impressora.

Antes de inicializar a impressão era necessário regular e calibrar a impressora, pré-aquecer a mesa e o bico da extrusora, e também passar levemente uma cola bastão na região em que as peças seriam impressas, para melhor aderência das mesmas. Após estes procedimentos a impressão poderia ser inicializada.

Figura 21 – Tec3D imprimindo armações do CeratoGlasses



Fonte: FOTOGRAFIA PELO AUTOR

Quando as impressões são de peças de pequeno diâmetro, é interessante imprimir mais de uma peça para que haja tempo hábil de resfriamento entre a impressão de uma camada

e outra. Caso a camada inferior ainda não tenha se solidificado por completo ao se iniciar uma camada nova, as peças impressas poderão apresentar um mal acabamento final e até deformações.

É importante observar que as configurações e parâmetros utilizados na fabricação das peças do CeratoGlasses foram obtidas após diversos testes e impressões defeituosas. Sendo assim as etapas apresentadas neste trabalho não foram lineares e independentes, mas complementares. Os defeitos apresentados pelas peças eram corrigidos impressão após impressão, através de alterações em parâmetros e configurações do *firmware* da impressora e do *Slic3r*, ajustes e calibrações da impressora, posicionamentos mais favoráveis das peças na mesa de impressão, alterações no design da peça em CAD no Solidworks e muitas outras variáveis.

6.4 MONTAGEM DO PROTÓTIPO

Após a impressão de todas as peças do protótipo e de posse de todos os parafusos de fixação, era necessário apenas realizar a montagem do CeratoGlasses. A seguir algumas fotos que demonstram o passo-a-passo do processo de montagem, assim como mostram o aspecto final de cada peça fabricada.

Figura 22 – Montagem do protótipo



Fonte: FOTOGRAFIAS PELO AUTOR

Figura 23 – Montagem do protótipo



Fonte: FOTOGRAFIAS PELO AUTOR

Após montado o protótipo, basta ligar os cabos USB nas entradas dos óculos digitais e na bateria portátil que este será inicializado. Após inicializado deve-se pressionar o botão

abaixo do canto inferior direito das telas para que a imagem projetada utilize toda a tela, ajustar a distância das telas dos óculos através do encaixe de nariz extensível e os óculos estão prontos para uso. Abaixo podem ser conferidas fotos do protótipo em funcionamento.

Figura 24 – Protótipo em funcionamento



Fonte: FOTOGRAFIAS PELO AUTOR

7 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Devido a grande preocupação com a redução dos custos nas fases de seleção de equipamentos e design, o protótipo apresentou um valor final extremamente atraente e positivo. Como mostra a tabela de custos a seguir, para a produção dos óculos foram necessárias 2 câmeras veiculares, 0,10 kg de filamento ABS, no máximo 2,5 kWh de energia-elétrica, além de parafusos e peças diversas de baixo valor. Ao final, o CeratoGlasses pôde ser produzido por um custo inferior a R\$ 100,00 por unidade, o que o deixa extremamente competitivo, por se tratar de um valor acessível a grande maioria da população.

Tabela 6 – Custos de produção unitário do protótipo

Produto	Preço	Quantidade	Total
Câmera Veicular	R\$ 44,90/un	2	R\$ 89,80
Filamento ABS	R\$ 63,00/kg	0,10 kg	R\$ 6,30
Parafusos e Diversos	Diversos	Diversos	R\$ 2,00
Energia	R\$ 0,52/ kWh	2,5 kWh	R\$ 1,30
Custo Final			R\$ 99,40

Fonte: ELABORADO PELO AUTOR

Para a realização de testes clínicos e oftalmológicos com voluntários portadores de KC se faz necessária a submissão de pedido de autorização para testes em humanos. Este pedido deve ser analisado e aprovado por Comitê de Ética em Pesquisa ou pela Comissão Nacional de Ética em Pesquisa. Somente após a aprovação é que se tem a autorização para se realizar os testes em humanos.

A lentidão e burocracia inerentes ao processo de obtenção das autorizações eram proibitivas considerando-se o curto espaço de tempo disponível para a conclusão deste trabalho. Além destes empecilhos, testes clínicos exigem a interação de grande número de profissionais e voluntários, o que aumentaria o custo do projeto, assim como a sua complexidade. Apesar da ausência de testes com grandes números de portadores de ceratocone, é notório o potencial de eficácia e melhoria de acuidade visual que o CeratoGlasses poderá proporcionar.

8 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este trabalho buscou em sua essência a proposição, desenvolvimento e fabricação de uma nova alternativa para o tratamento do ceratocone. Provou-se através da utilização de pesquisas de opinião que os métodos atualmente disponíveis no mercado não são satisfatórios para a grande maioria de seus usuários. A grande demanda por novos métodos de correção para a doença foi motivação precípua deste projeto.

Foi proposta, então, a utilização de óculos digitais como método corretivo para o ceratocone, a fim de proporcionar melhor acuidade visual e conforto aos pacientes afetados. O conceito dos óculos explora o efeito colateral de boa visão em curtas distância causado pelo ceratocone. Câmeras capturam imagens a longa distância e as projetam em telas próximas aos olhos do usuário.

Para provar e testar a eficácia do novo método proposto um protótipo foi desenvolvido. Os óculos se utilizaram de componentes já presentes no mercado e sua armação personalizada foi desenhada pelo software Solidworks e posteriormente fabricada com o uso de impressão 3D pelo método FDM. Apesar do sucesso do método corretivo, a indisponibilidade de peças e acessórios de alta qualidade com dimensões reduzidas comprometeram a obtenção de resultados mais animadores.

O baixo custo de produção do protótipo é extremamente animador e tem grande potencial social, visto que a maioria dos tratamentos e produtos atualmente disponíveis para o ceratocone possuem elevado valor de mercado. Assim, estão os óculos digitais, apesar de toda a tecnologia embarcada, posicionados em um patamar aquisitivo acessível a grande maioria da população.

8.1 TRABALHOS FUTUROS

Como foi mencionado anteriormente, este trabalho não realizou testes clínicos com grandes números de voluntários devido à necessidade de autorização da Comissão de Ética, bem como a elevada demanda de profissionais e voluntários que tais testes acarretariam. Trabalhos futuros podem se pautar e objetivar a mensuração mais exata dos resultados obtidos neste trabalho. Testes clínicos oftalmológicos em maiores populações contribuiriam para diminuir erros e dispersões, assim como validariam o conceito dos óculos digitais com maior propriedade, representando assim importante tema a ser abordado futuramente, para a inerente evolução do produto e método de correção.

De extrema importância também é o aperfeiçoamento do protótipo em busca de se chegar cada vez mais perto de um produto final. O desenvolvimento de peças e acessórios de maior qualidade e com pequenas dimensões serão essenciais para a produção de óculos que sejam mais confortáveis esteticamente e ergonomicamente, e proporcionem acuidades visuais ainda melhores do que as já obtidas neste trabalho.

Todo esse desenvolvimento contribui e corrobora para um trabalho futuro de inserção e sucesso mercadológico dos óculos digitais como método de correção, o que poderia melhorar e afetar positivamente a vida de milhões de portadores de ceratocone ao redor do mundo.

REFERÊNCIAS

- MICHAELIS Dicionário Brasileiro da Língua Portuguesa. Edição Online. Brasil: Melhoramentos, 2015.
- YANOFF, M.; DUKER, J. S. Ophthalmology. 4th ed. China: Elsevier, 2014. 1404 p.
- MOREIRA, S. M. B.; MOREIRA, L. Adaptação de lentes de contato em ceratocone. *Revista Brasileira de Medicina*, São Paulo: Grupo Editorial Moreira JR, p. 1-7, 1998.
- KANSKI, J. J.; BOWLING, B. Clinical Ophthalmology: A Systematic Approach. 8th ed. China: Elsevier, 2016. 885 p.
- KENNEDY, R. H.; BOURNE, W. M.; DYER, J. A. A 48-year clinical and epidemiologic study of keratoconus. *American Journal of Ophthalmology*, EUA, n. 101, p. 267–273, 1986.
- RABINOWITZ, Y. S. Keratoconus. *Survey of Ophthalmology*, EUA: Elsevier Science Inc., v. 42, n. 4, p. 297-319, 1998.
- LOPES, A. C. N.; PINTO, A. G. T.; SOUSA, B. A. Ceratocone: uma revisão. *Revista de Medicina e Saúde de Brasília*, Brasília, v. 4, n. 2, p. 219-232, 2015.
- GROSS, B. C.; ERKAL, J. L.; LOCKWOOD, S. Y.; CHEN, C.; SPENCE, D. M. Evaluation of 3D Printing and Its Potential Impact on Biotechnology and the Chemical Sciences. *Analytical Chemistry*, EUA: American Chemical Society Publications, n. 86, p. 3240-3253, 2014.
- GORNI, A. A. Introdução à prototipagem rápida e seus processos. *Revista Plástico Industrial*, Brasil, n. 30, p. 230-239, 2001.
- QUEIJO, L.; ROCHA, J.; PEREIRA, P. M.; BARREIRA, L.; JUAN, M. S.; BARBOSA, T. A prototipagem rápida na modelação de patologias. *3.º Congresso Nacional de Biomecânica*, Bragança, p. 1-7, 2009.
- MANCANARES, C. G.; SILVA, J. C. S.; ZANCUL, E. S.; MIGUEL, P. A. C. Proposta de um método de seleção do processo de prototipagem rápida para fabricar uma peça a partir de especificações técnicas. XXXIII Encontro Nacional de Engenharia de Produção, Salvador, p. 1-17, 2013.
- YAN, X.; GU, P. A review of rapid prototyping technologies and systems. *Computer-Aided Design*, Grã Bretanha: Elsevier Science Ltd., v. 28, n. 4 p. 307-318, 1996.
- PASSOS, E. C.; NETO, A. V. A.; LEMAIRE, T. Comportamento ótico do olho humano e suas ametropias. *Caderno de Física da UEFS*, n.1, p. 7-18, 2008.
- SABA, M. M. F.; EPIPHANIO, I. D. V. Abrindo o Olho: Dissecando um olho de boi para entender a óptica do olho humano. *Física na Escola*, v. 2, n. 2, p. 16-18, 2001.
- REPRAP.ORG. RepRap Machines. Disponível em: http://reprap.org/wiki/RepRap_Machines. Acesso em Mai. 2017.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. Escala de Acuidade Visual – Snellen. Brasília, 2008. 2 p.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. Projeto Olhar Brasil. Triagem de Acuidade Visual. Manual do Orientador. Brasília, 2008. 24 p.

JUNIOR, S. V. C. Ciência dos Polímeros: Um texto básico para tecnólogos e engenheiros, 2ª ed. Brasil: Artliber, 2006. 280 p.

KUTZ, M. Applied Plastics Engineering Handbook: Processing and Materials, 1st ed. USA: Elsevier, 2011. 644 p.

MOREIRA, H.; OLIVEIRA, C. S.; GODOY, G.; WAHAB, S. A. Anel intracorneano de Ferrara em ceratocone. *Arq Bras Oftalmol*, Brasil, n. 65, p. 59-63, 2002.

ANDREASSEN, T. T.; SIMONSEN, A. H.; OXLUND, H. Biomechanical Properties of Keratoconus and Normal Corneas. *Exp. Eye. Res.*, Londres: Academic Press Inc., n. 31, p. 435-441, 1980.

SAMPAIO, C. P.; MARTINS, R. F. F. A modelagem 3d virtual e a impressão 3d como ferramentas de apoio ao aprendizado na educação infantil: viabilidade e possibilidades de aplicação. *ResearchGate*, Brasil, p. 1-24, 2013.

VENTOLA, C. L. medical applications for 3d printing: current and projected uses. *P&T*, EUA, v. 39, n. 10, p. 704-711, 2014.

CHIA, H. N.; WU, B. M. Recent advances in 3D printing of biomaterials. *Journal of Biological Engineering*, EUA, v. 9, n. 4, p. 1-14, 2015.

LOPEZ, L.; TWEEL, C. Print the Legend. [Documentário]. Produção de Netflix, direção de Luiz Lopez e Clay Tweel. EUA, Netflix, 2014. Plataforma Online Netflix 1080p, 99 min. colorido.

TEC 3D. Manual de Montagem Graber i3. Americana: 2017, 84 p.

REPRAP. RepRap Machines. Disponível em: http://reprap.org/wiki/RepRap_Machines. Acesso em Mai. 2017.

FÁBRICA DE IMAGENS. Manual de Impressão 3D. Disponível em: <http://www.fabricaimagens.com.br/image/arquivo/manual-de-impressao-3d-web3442682349.pdf>. Acesso em Mai 2017.

HD DVR. Road Safety Guard Instruction Manual. China: 2015, 3 p.

DE MELO, J. L. G. G.; BARANIUK, J. Minicurso: Arduino. Curitiba: UFP, 2012, 20 p.
ELETROGATE. Apostila Arduino Básico. Disponível em: http://apostilas.eletrogate.com/Apostila_Arduino_Basico-V1.0-Eletrogate.pdf. Acesso em: Abr. 2017.

ARDUINO. Getting Started with Arduino and Genuino products. Disponível em: <https://www.arduino.cc/en/Guide/HomePage>. Acesso em: Abr. 2017.

ROBOCORE. Tutoriais: Comparativo Arduino. Disponível em: <https://www.robocore.net/tutoriais/comparativo-arduino.html>. Acesso em: Abr. 2017.

SUEIRO, D. Arduino vs Raspberry Pi: entenda as diferenças. *Embarcados*. 30 Jul. 2014 Disponível em: <https://www.embarcados.com.br/arduino-vs-raspberry-pi/>. Acesso em Abr. 2017.

GARRET, F. Raspberry Pi: Conheça os modelos e saiba qual o mais indicado para você. *TechTudo*. 06 Mar. 2016. Disponível em: <http://www.techtudo.com.br/listas/noticia/2016/03/raspberry-pi-conheca-os-modelos-e-saiba-qual-o-mais-indicado-para-voce.html>. Acesso em: Abr. 2017.

SOUZA, D. Arduino ou Raspberry Pi?: Saiba qual micro PC é melhor para seu projeto. *TechTudo*. 12 Abr. 2018. Disponível em: <http://www.techtudo.com.br/noticias/noticia/2015/04/arduino-ou-raspberry-pi-saiba-qual-micro-pc-e-melhor-para-seu-projeto.html>. Acesso em Abr. 2017.

APÊNDICE A – Teste de Distância Focal

Abaixo o leitor pode conferir todas as instruções passadas aos voluntários, bem como o passo a passo do teste de distância focal, realizado através da ferramenta online Formulários Google.

Teste de Distância Focal - Ceratocone

Para realizar este teste você vai precisar de uma revista, jornal, livro, folheto (ou algo parecido), uma régua e talvez o auxílio de alguma outra pessoa.

Preste bastante atenção nas instruções para que o teste seja o mais acurado possível.

***Obrigatório**

Etapa 1

RETIRE qualquer tipo de correção que você esteja usando no momento, como lentes ou óculos.

Para realizar este teste é muito importante NÃO estar utilizando correção, como lentes de contato de qualquer tipo, óculos ou qualquer outra correção. Os únicos tipos de correção que você pode utilizar são os oriundos de cirurgia, como anel intracorneano (anel de Ferrara) ou transplante de córnea.

1. Qual correção você utiliza no olho esquerdo? *

Marque todas que se aplicam.

- Óculos
- Lentes Rígidas
- Lentes Gelatinosas
- Lentes Esclerais
- Outro tipo de Lente (piggy back por exemplo)
- CrossLink
- Anel Intracorneano (Anel de Ferrara)
- Transplante de Córnea
- Outro tipo de cirurgia
- Não utilizo correção

2. Qual correção você utiliza no olho direito? *

Marque todas que se aplicam.

- Óculos
- Lentes Rígidas
- Lentes Gelatinosas
- Lentes Esclerais
- Outro tipo de Lente (piggy back por exemplo)
- CrossLink
- Anel Intracorneano (Anel de Ferrara)
- Transplante de Córnea
- Outro tipo de cirurgia
- Não utilizo correção

Olho Esquerdo - Etapa 2

Caso você NÃO TENHA Ceratocone no OLHO ESQUERDO responda: "NÃO TENHO CERATOCONE NO OLHO ESQUERDO" nas próximas 2 perguntas.

PASSO 1: Feche seu olho direito

Caso você NÃO TENHA Ceratocone no OLHO ESQUERDO responda: "NÃO TENHO CERATOCONE NO OLHO ESQUERDO" nas próximas 2 perguntas.

PASSO 2: Estique seu braço com uma revista nas mão e comece a aproximar a revista dos olhos lentamente até as letras se desembaçarem (ou ficarem na maior nitidez possível). No momento que as letras ficarem nítidas pare a aproximação da revista.

Após as letras ficarem nítidas tente manter a revista estável, sem aproximá-la ou distanciá-la de seus olhos até o próximo passo.

PASSO 3: Com uma régua meça aproximadamente a distância da revista até seu olho esquerdo.

Uma dica é apoiar a régua na lateral de sua cabeça na altura de sua orelha, encostar o início da régua na revista e com o dedo marcar mais ou menos a posição paralela a seus olhos. Posteriormente olhe onde seu dedo está na régua e você terá a medida aproximada.

Neste passo talvez você necessite de alguém para lhe auxiliar.

Tome muito cuidado para não machucar seus olhos.

3. Quantos centímetros de distância você encontrou aproximadamente para seu olho esquerdo? *

Marcar apenas uma oval.

- NÃO TENHO CERATOCONE NO OLHO ESQUERDO
- Entre 0 cm e 1 cm
- Entre 1 cm e 2 cm
- Entre 2 cm e 3 cm
- Entre 3 cm e 4 cm
- Entre 4 cm e 5 cm
- Entre 5 cm e 6 cm
- Entre 6 cm e 7 cm
- Entre 7 cm e 8 cm
- Entre 8 cm e 9 cm
- Entre 9 cm e 10 cm
- Entre 10 cm e 11 cm
- Entre 11 cm e 12 cm
- Entre 12 cm e 13 cm
- Entre 13 cm e 14 cm
- Entre 14 cm e 15 cm
- Entre 15 cm e 20 cm
- Mais que 20 cm
- Outro: _____

PASSO 4: Continue aproximando a revista dos seus olhos até as letras se embaçarem novamente. No momento que as letras embaçarem novamente pare de aproximar a revista.

Após as letras perderem nitidez tente manter a revista estável, sem aproximá-la ou distanciá-la de seus olhos até o próximo passo.

PASSO 5: Com uma régua meça aproximadamente a distância da revista até seu olho esquerdo novamente.

4. Quantos centímetros de distância você encontrou aproximadamente para seu olho esquerdo? *

Marcar apenas uma oval.

- NÃO TENHO CERATOCONE NO OLHO ESQUERDO
- Entre 0 cm e 1 cm
- Entre 1 cm e 2 cm
- Entre 2 cm e 3 cm
- Entre 3 cm e 4 cm
- Entre 4 cm e 5 cm
- Entre 5 cm e 6 cm
- Entre 6 cm e 7 cm
- Entre 7 cm e 8 cm
- Entre 8 cm e 9 cm
- Entre 9 cm e 10 cm
- Entre 10 cm e 11 cm
- Entre 11 cm e 12 cm
- Entre 12 cm e 13 cm
- Entre 13 cm e 14 cm
- Entre 14 cm e 15 cm
- Entre 15 cm e 20 cm
- Mais que 20 cm
- Outro: _____

Olho Direito - Etapa 3

Agora vamos REPETIR o mesmo procedimento no OLHO DIREITO.

Caso você NÃO TENHA Ceratocone no OLHO DIREITO responda: "NÃO TENHO CERATOCONE NO OLHO DIREITO" nas próximas 2 perguntas.

PASSO 1: Feche seu olho esquerdo

Caso você NÃO TENHA Ceratocone no OLHO DIREITO responda: "NÃO TENHO CERATOCONE NO OLHO DIREITO" nas próximas 2 perguntas.

PASSO 2: Estique seu braço com uma revista nas mão e comece a aproximar a revista dos olhos lentamente até as letras se desembaçarem (ou ficarem na maior nitidez possível). No momento que as letras ficarem nítidas pare a aproximação da revista.

Após as letras ficarem nítidas tente manter a revista estável, sem aproximá-la ou distanciá-la de seus olhos até o próximo passo.

PASSO 3: Com uma régua meça aproximadamente a distância da revista até seu olho direito.

Uma dica é apoiar a régua na lateral de sua cabeça na altura de sua orelha, encostar o início da régua na revista e com o dedo marcar mais ou menos a posição paralela a seus olhos. Posteriormente olhe onde seu dedo está na régua e você terá a medida aproximada.

Neste passo talvez você necessite de alguém para lhe auxiliar.

Tome muito cuidado para não machucar seus olhos.

5. Quantos centímetros de distância você encontrou aproximadamente para seu olho direito? *

Marcar apenas uma oval.

- NÃO TENHO CERATOCONE NO OLHO DIREITO
- Entre 0 cm e 1 cm
- Entre 1 cm e 2 cm
- Entre 2 cm e 3 cm
- Entre 3 cm e 4 cm
- Entre 4 cm e 5 cm
- Entre 5 cm e 6 cm
- Entre 6 cm e 7 cm
- Entre 7 cm e 8 cm
- Entre 8 cm e 9 cm
- Entre 9 cm e 10 cm
- Entre 10 cm e 11 cm
- Entre 11 cm e 12 cm
- Entre 12 cm e 13 cm
- Entre 13 cm e 14 cm
- Entre 14 cm e 15 cm
- Entre 15 cm e 20 cm
- Mais que 20 cm
- Outro: _____

PASSO 4: Continue aproximando a revista dos seus olhos até as letras se embaçarem novamente. No momento que as letras embaçarem novamente pare de aproximar a revista.

Após as letras perderem nitidez tente manter a revista estável, sem aproximá-la ou distanciá-la de seus olhos até o próximo passo.

PASSO 5: Com uma régua meça aproximadamente a distância da revista até seu olho direito novamente.

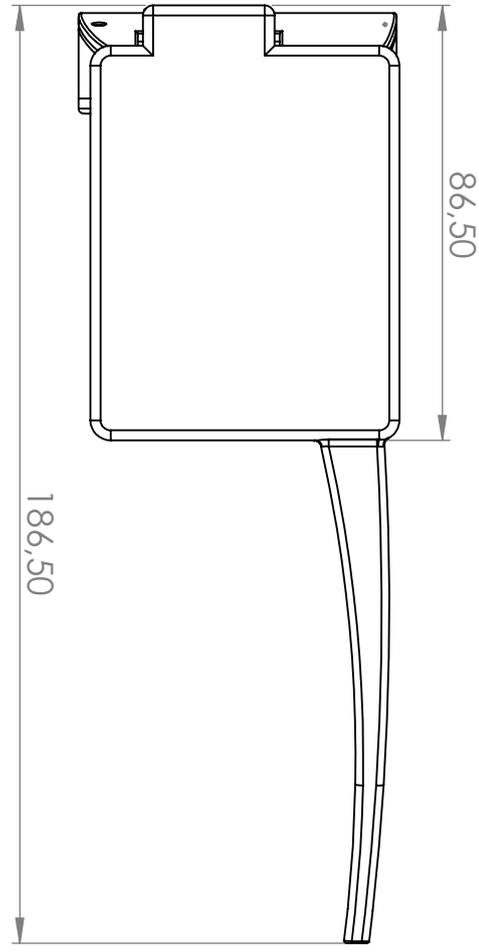
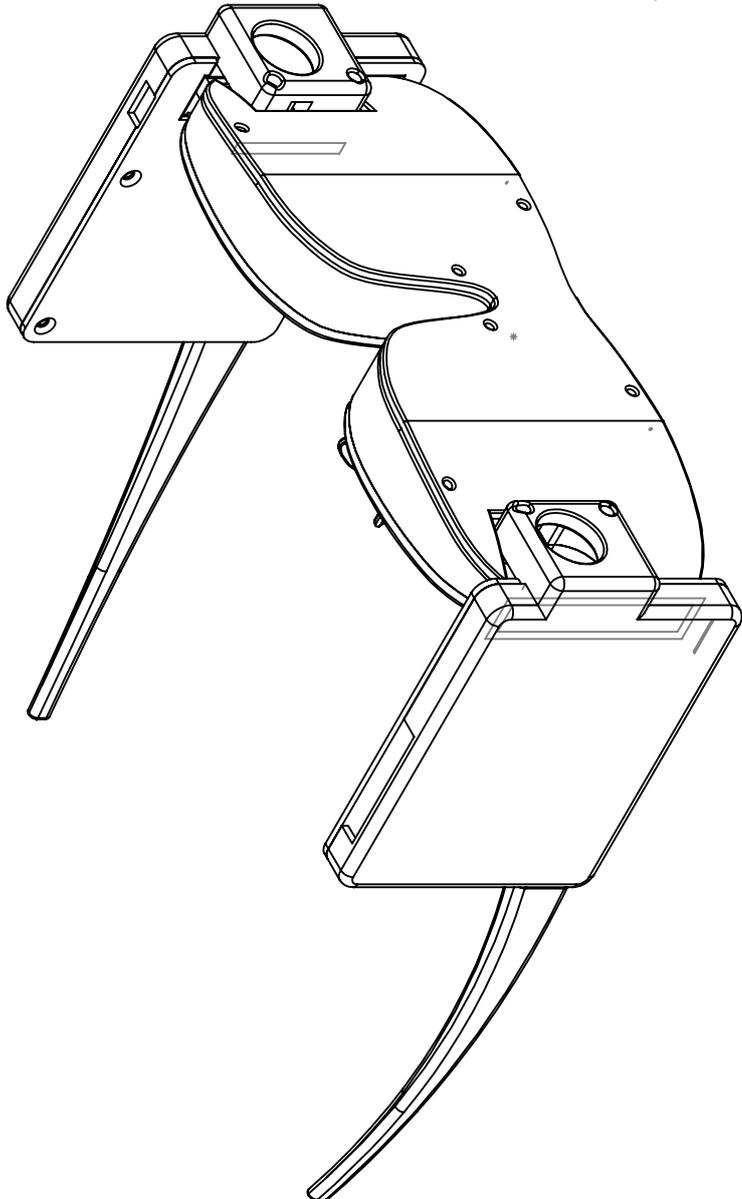
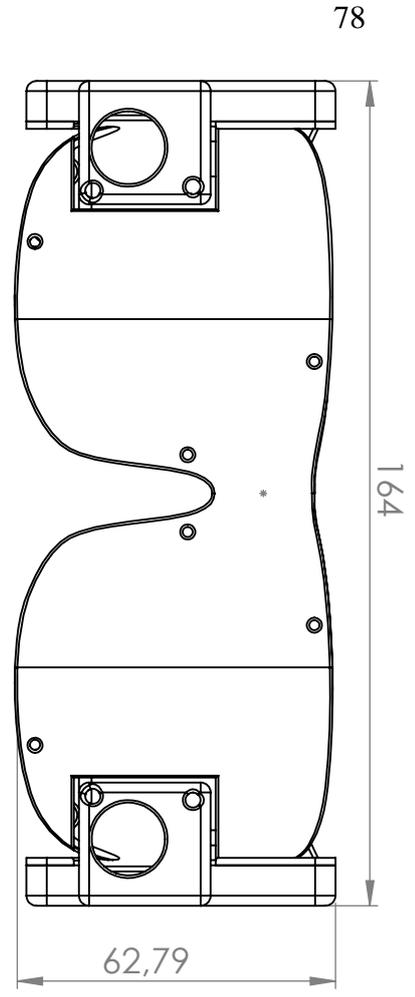
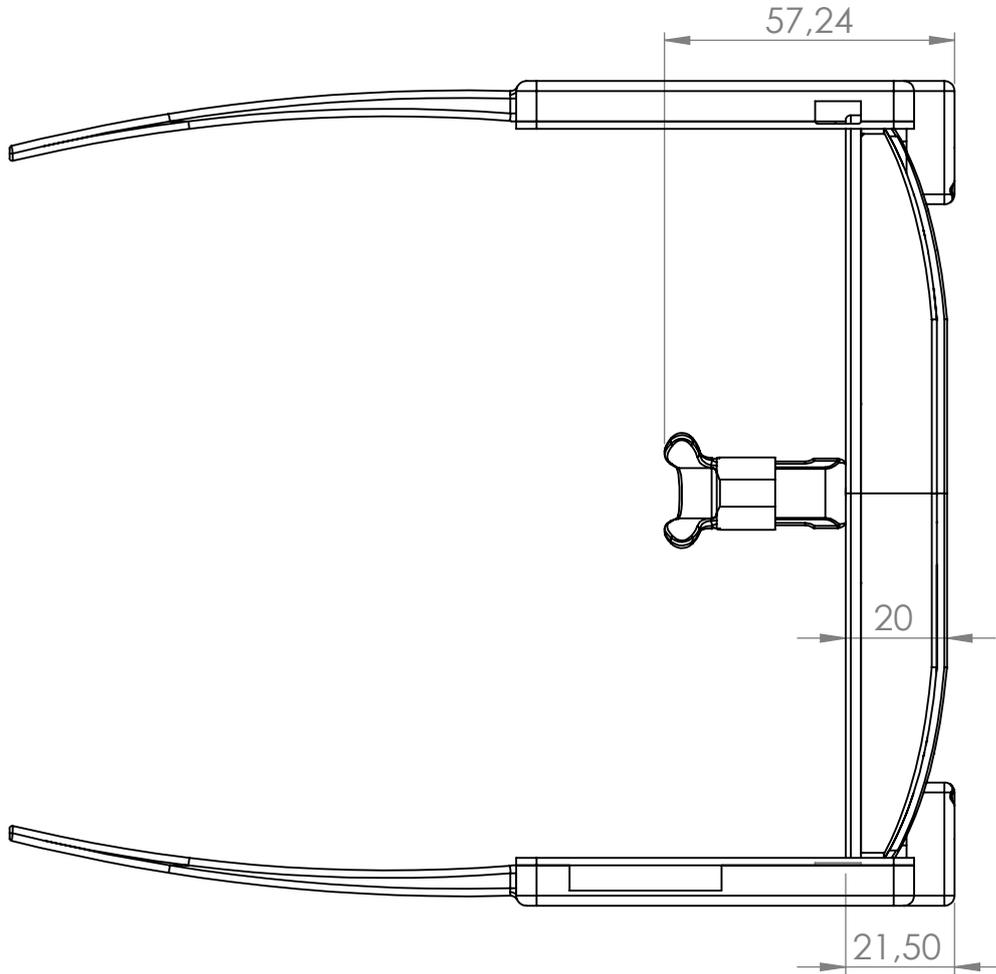
6. **Quantos centímetros de distância você encontrou aproximadamente para seu olho direito? ***

Marcar apenas uma oval.

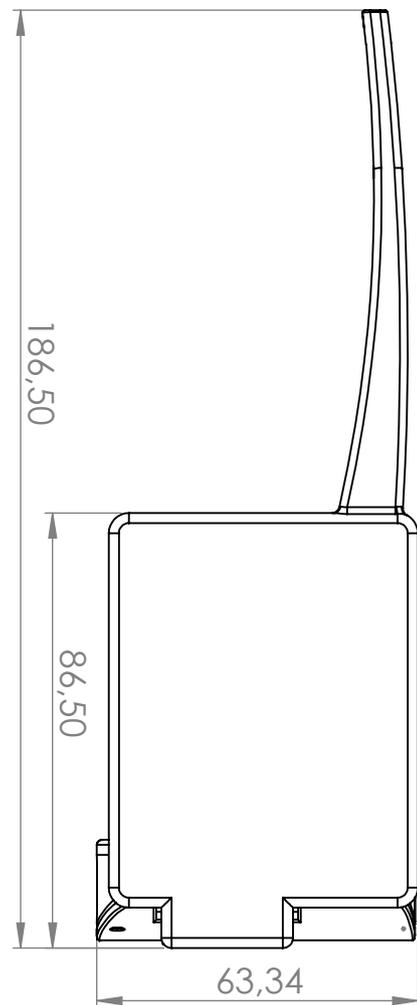
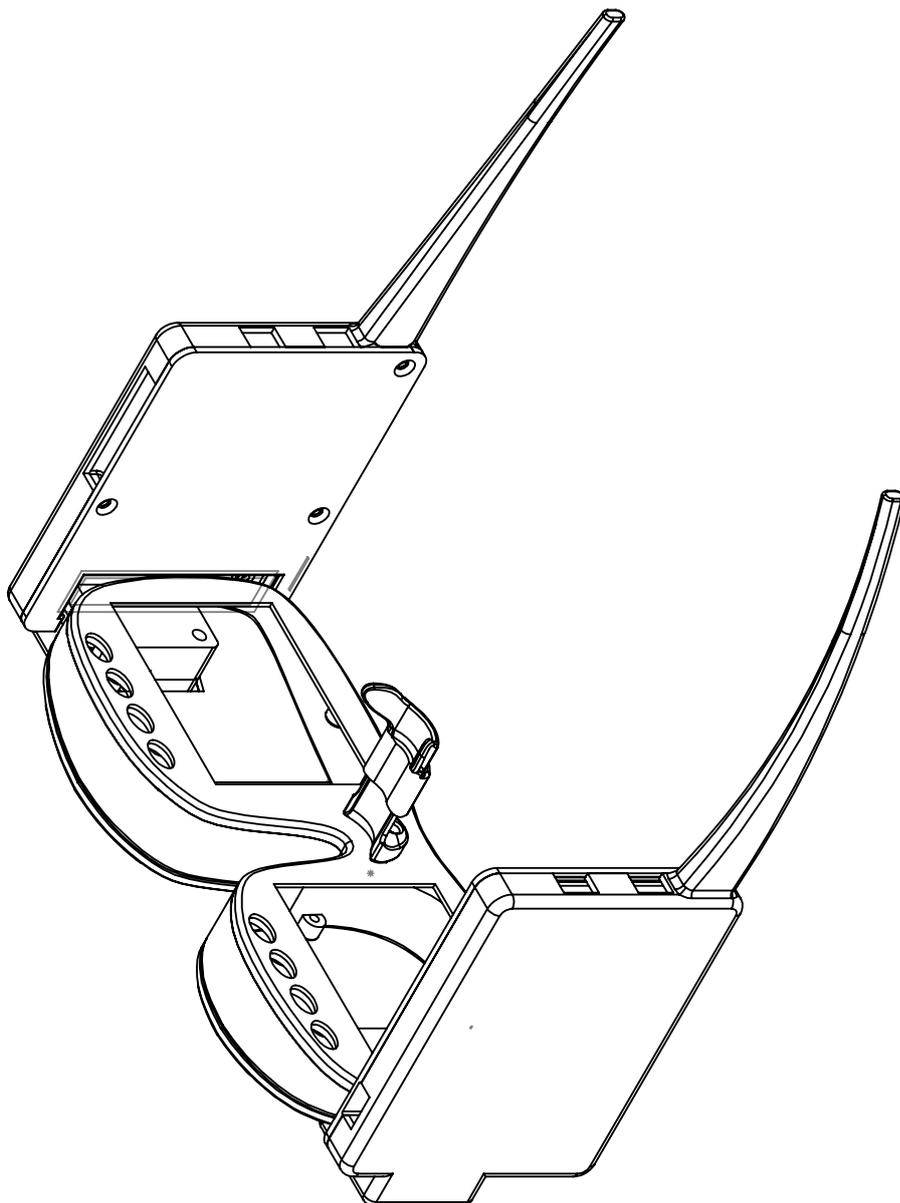
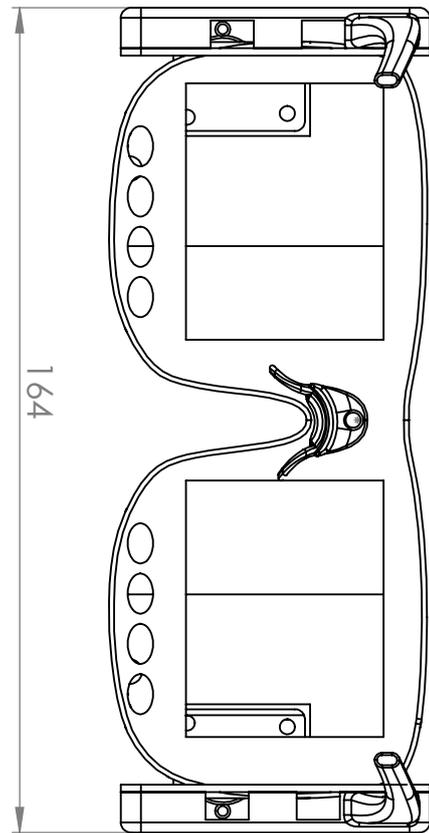
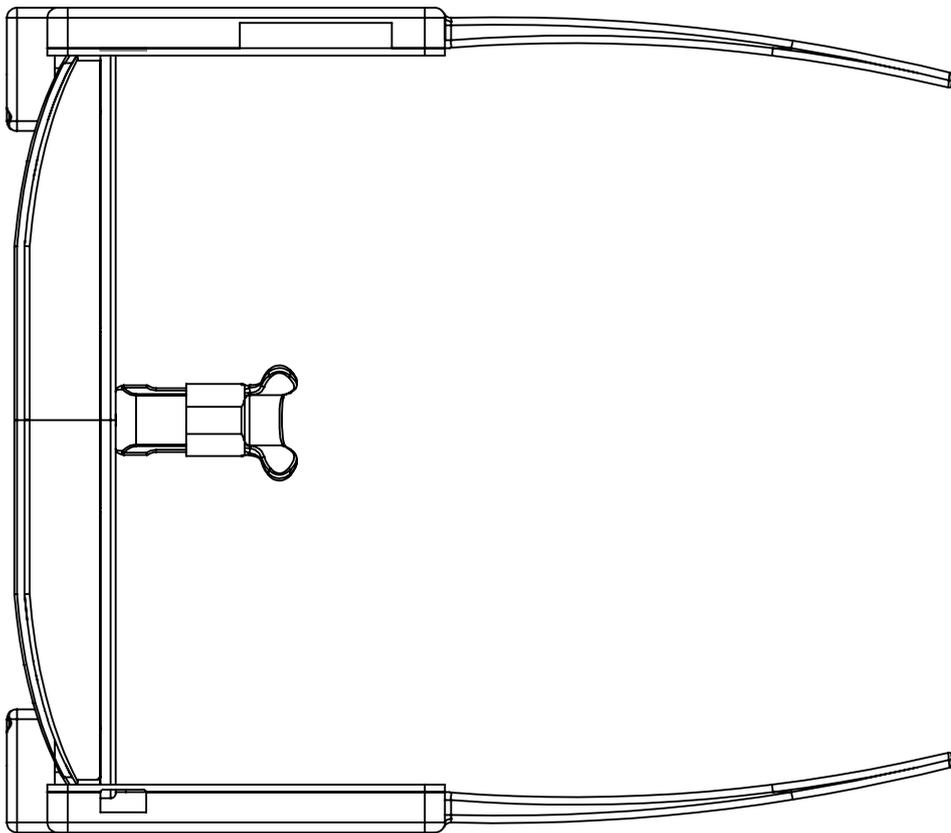
- NÃO TENHO CERATOCONE NO OLHO DIREITO
- Entre 0 cm e 1 cm
- Entre 1 cm e 2 cm
- Entre 2 cm e 3 cm
- Entre 3 cm e 4 cm
- Entre 4 cm e 5 cm
- Entre 5 cm e 6 cm
- Entre 6 cm e 7 cm
- Entre 7 cm e 8 cm
- Entre 8 cm e 9 cm
- Entre 9 cm e 10 cm
- Entre 10 cm e 11 cm
- Entre 11 cm e 12 cm
- Entre 12 cm e 13 cm
- Entre 13 cm e 14 cm
- Entre 14 cm e 15 cm
- Entre 15 cm e 20 cm
- Mais que 20 cm
- Outro: _____

APÊNDICE B – Desenhos Peças

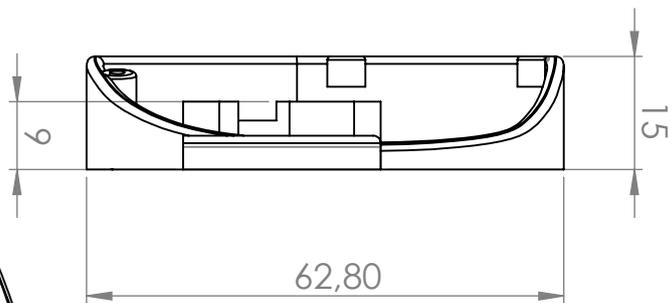
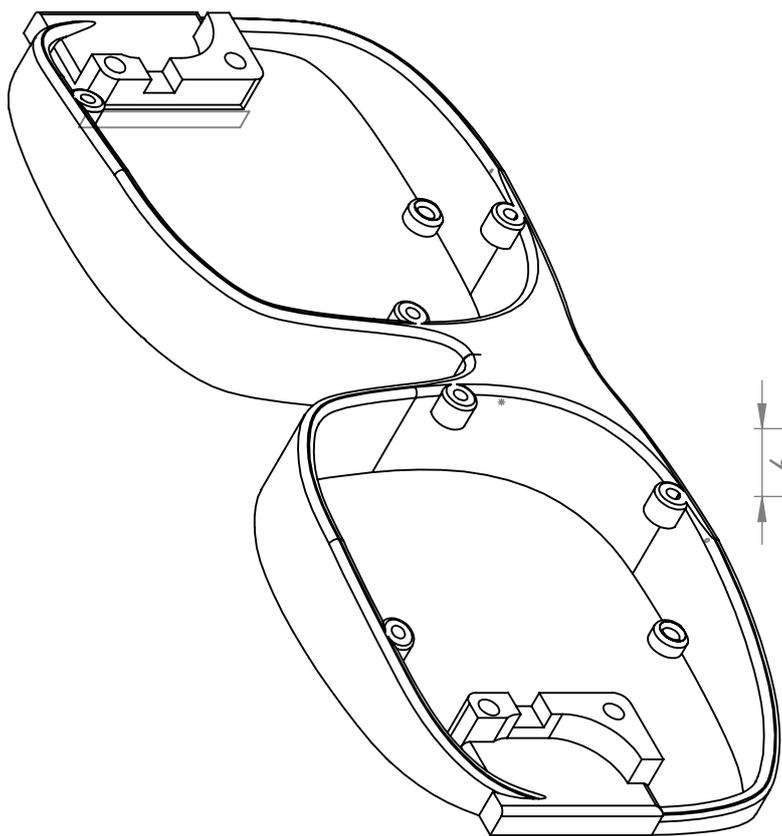
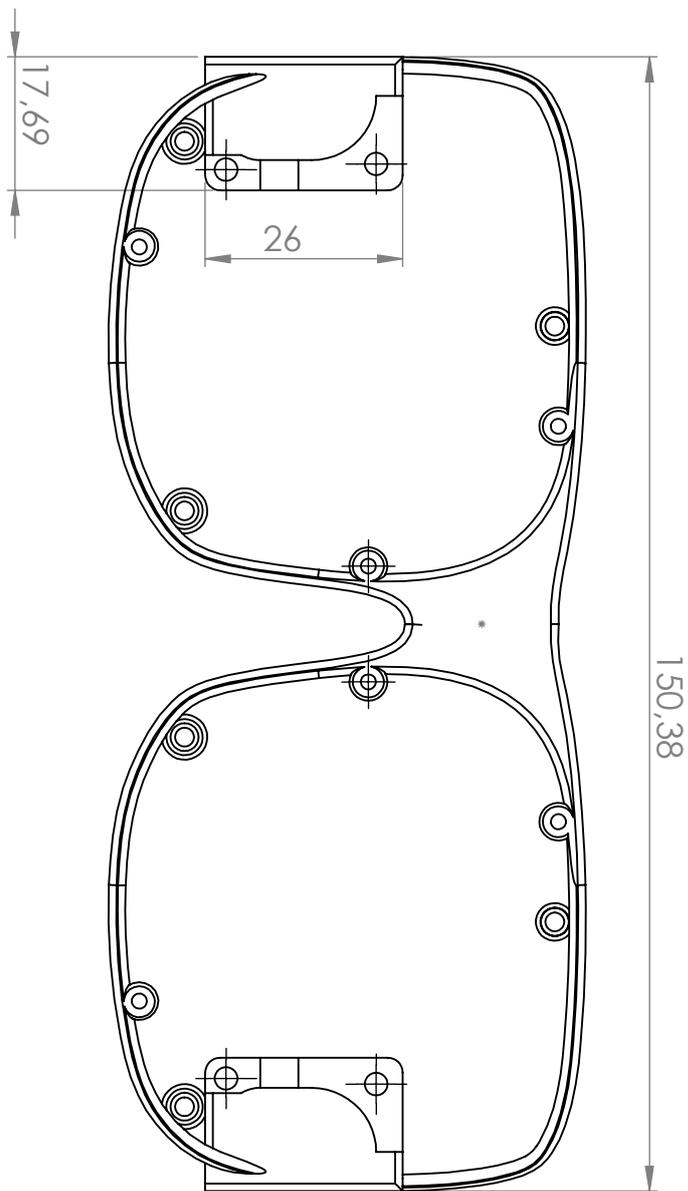
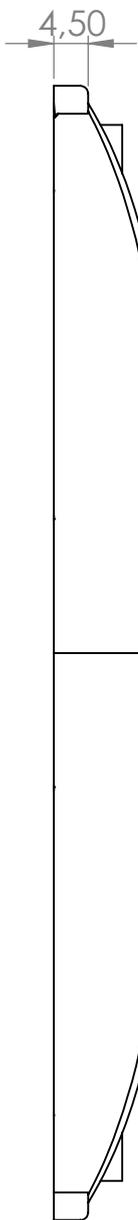
Nas páginas seguintes deste apêndice podem ser encontrados os desenhos de todas as peças que compõem o CeratoGlasses. Os desenhos foram realizados com o auxílio do software Solidworks. Este apêndice é composto de dez desenhos, sendo os dois primeiros de vistas do CeratoGlasses já montado, e os últimos compõem as peças utilizadas na construção do mesmo.



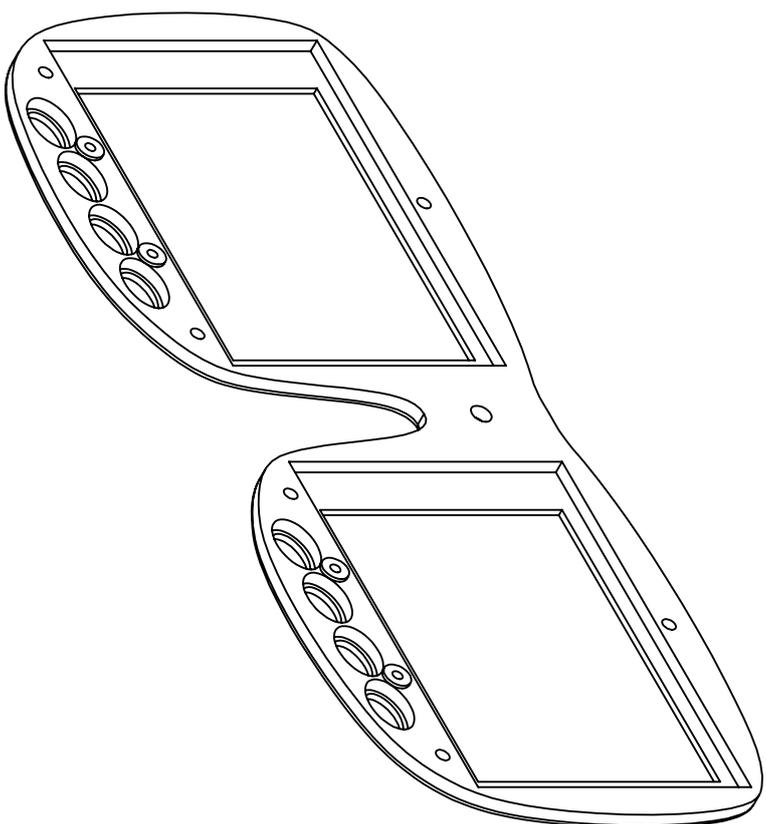
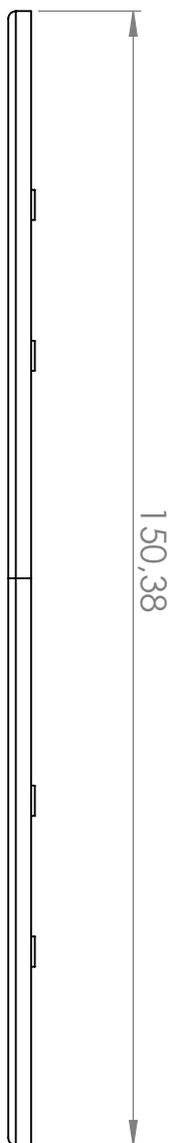
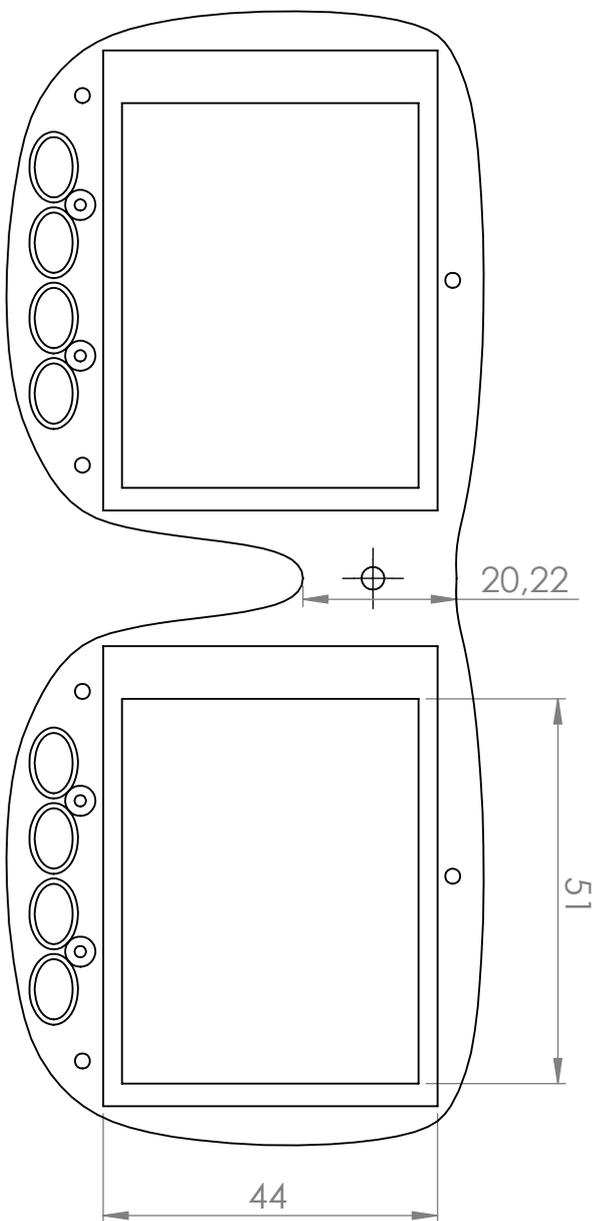
ESCALA: 1:1.5



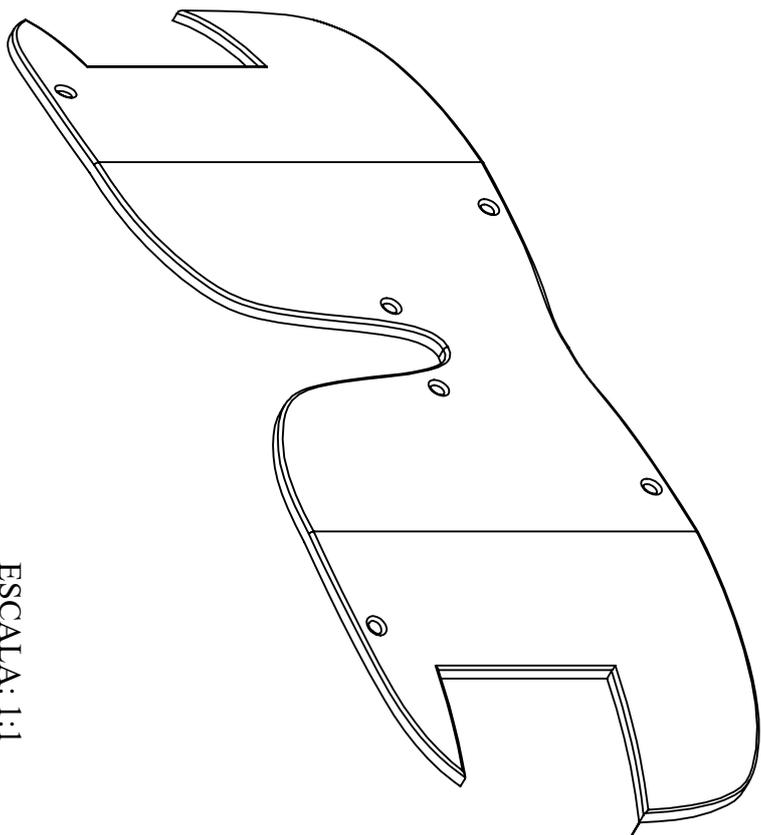
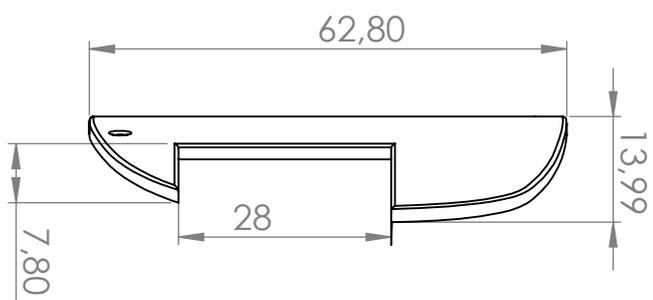
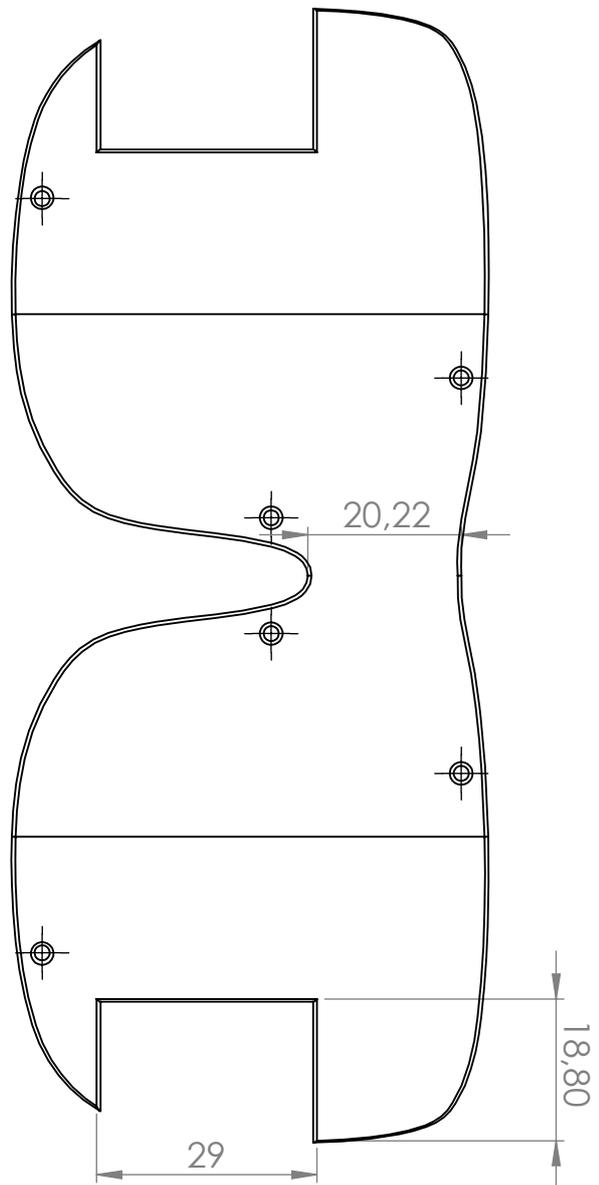
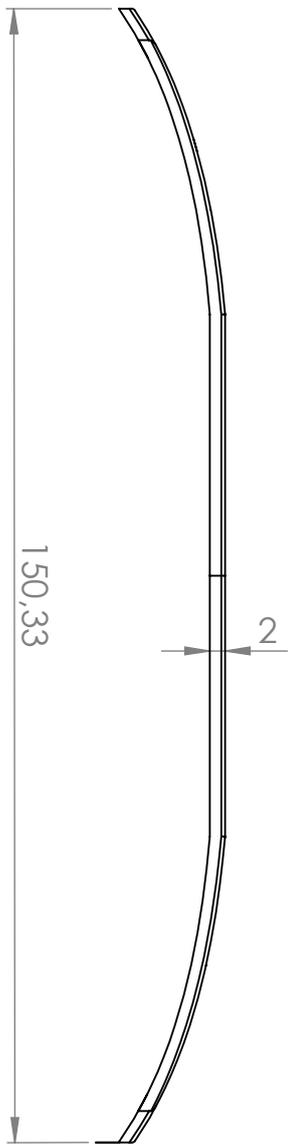
ESCALA: 1:1.5



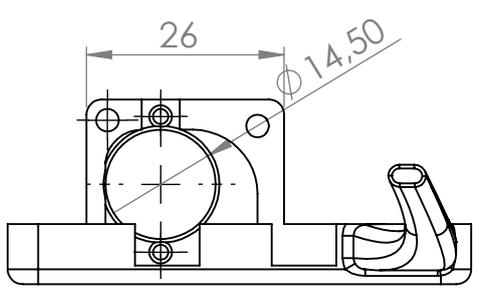
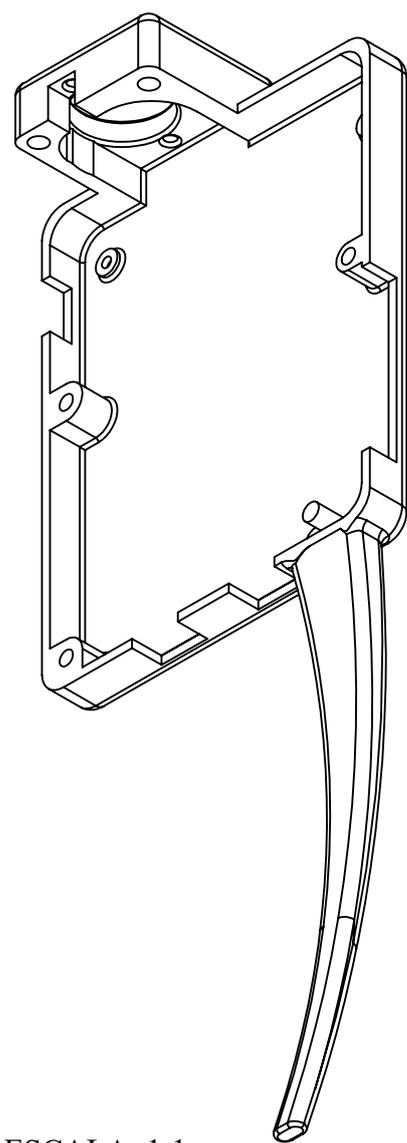
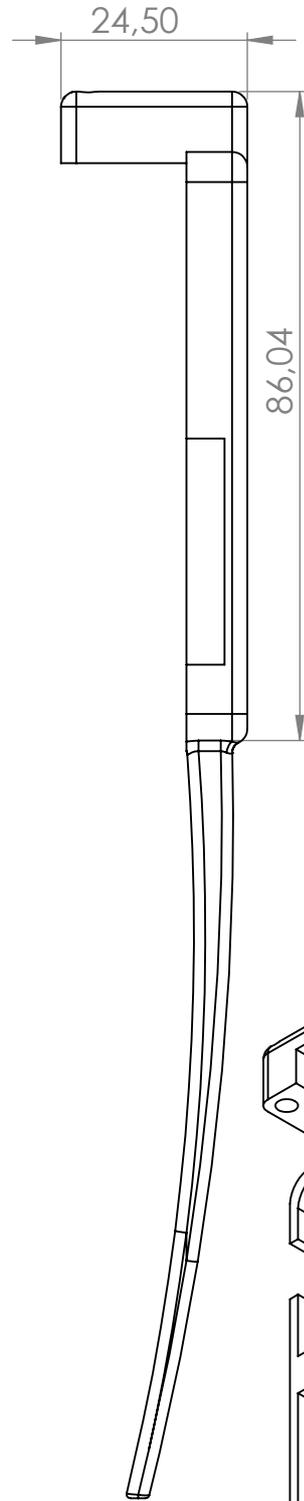
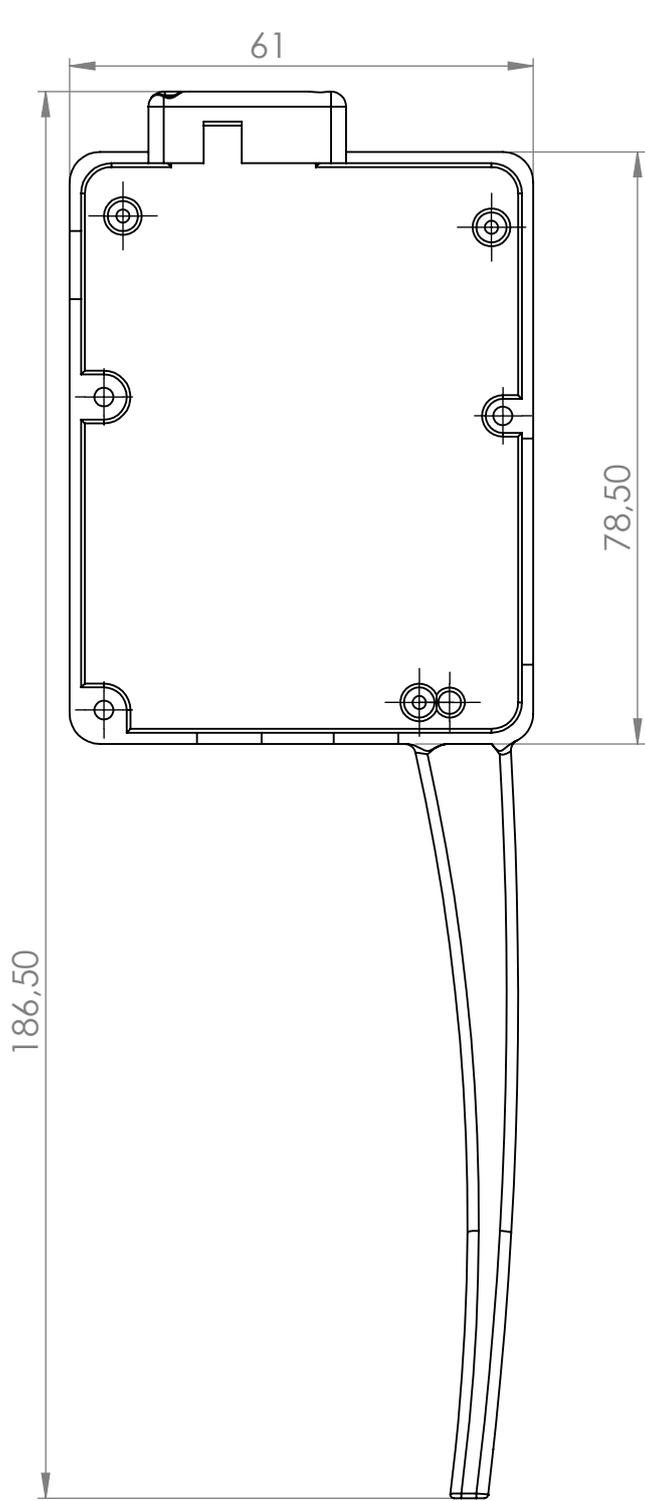
ESCALA:1:1



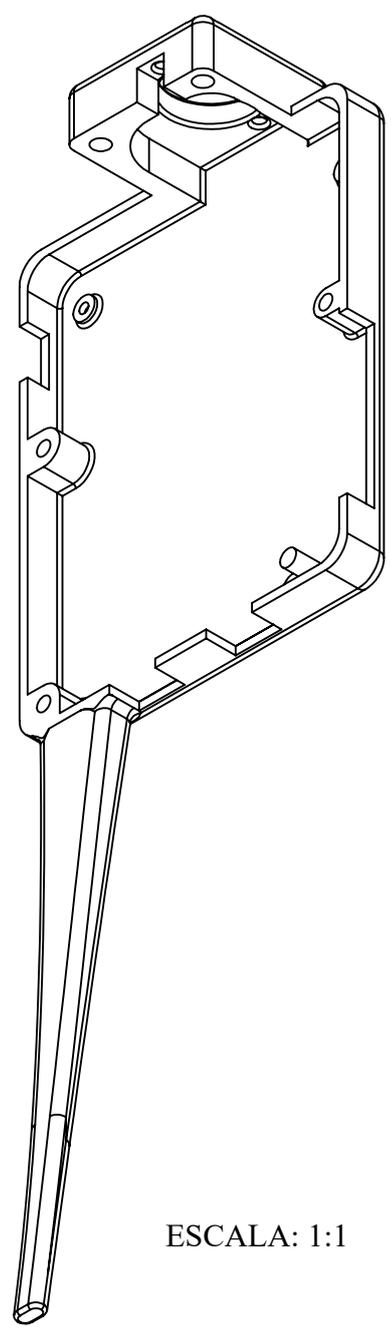
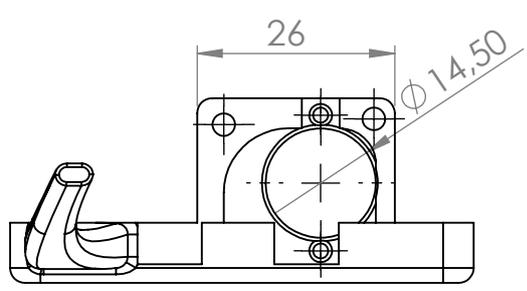
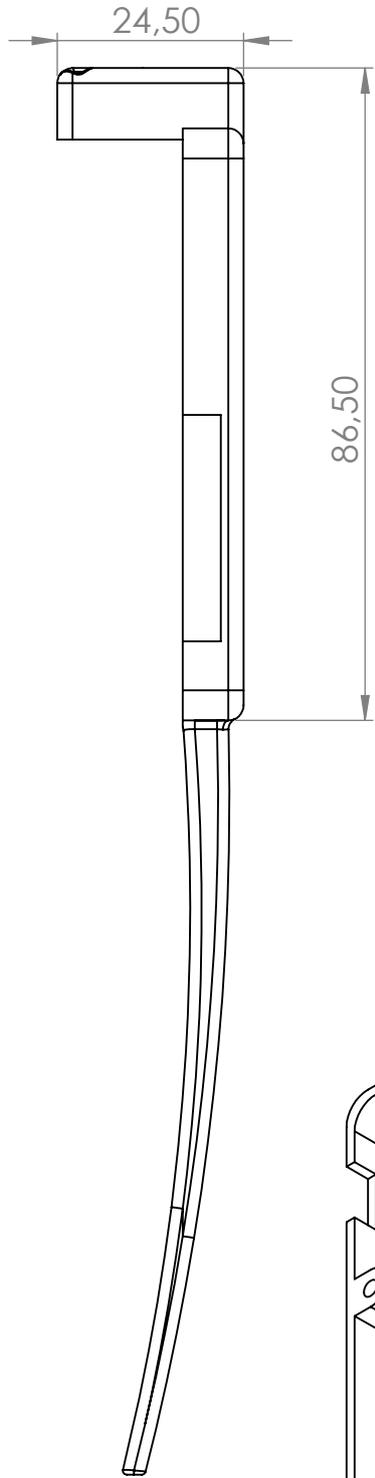
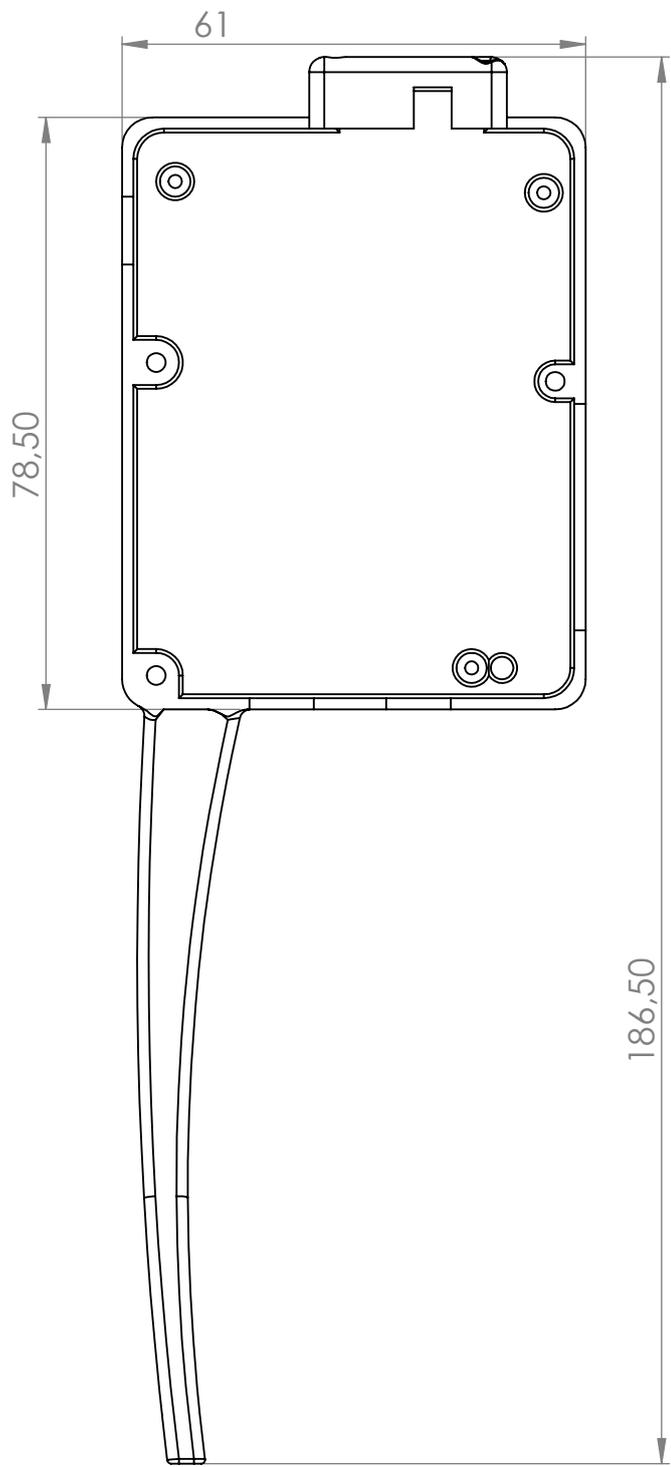
ESCALA: 1:1



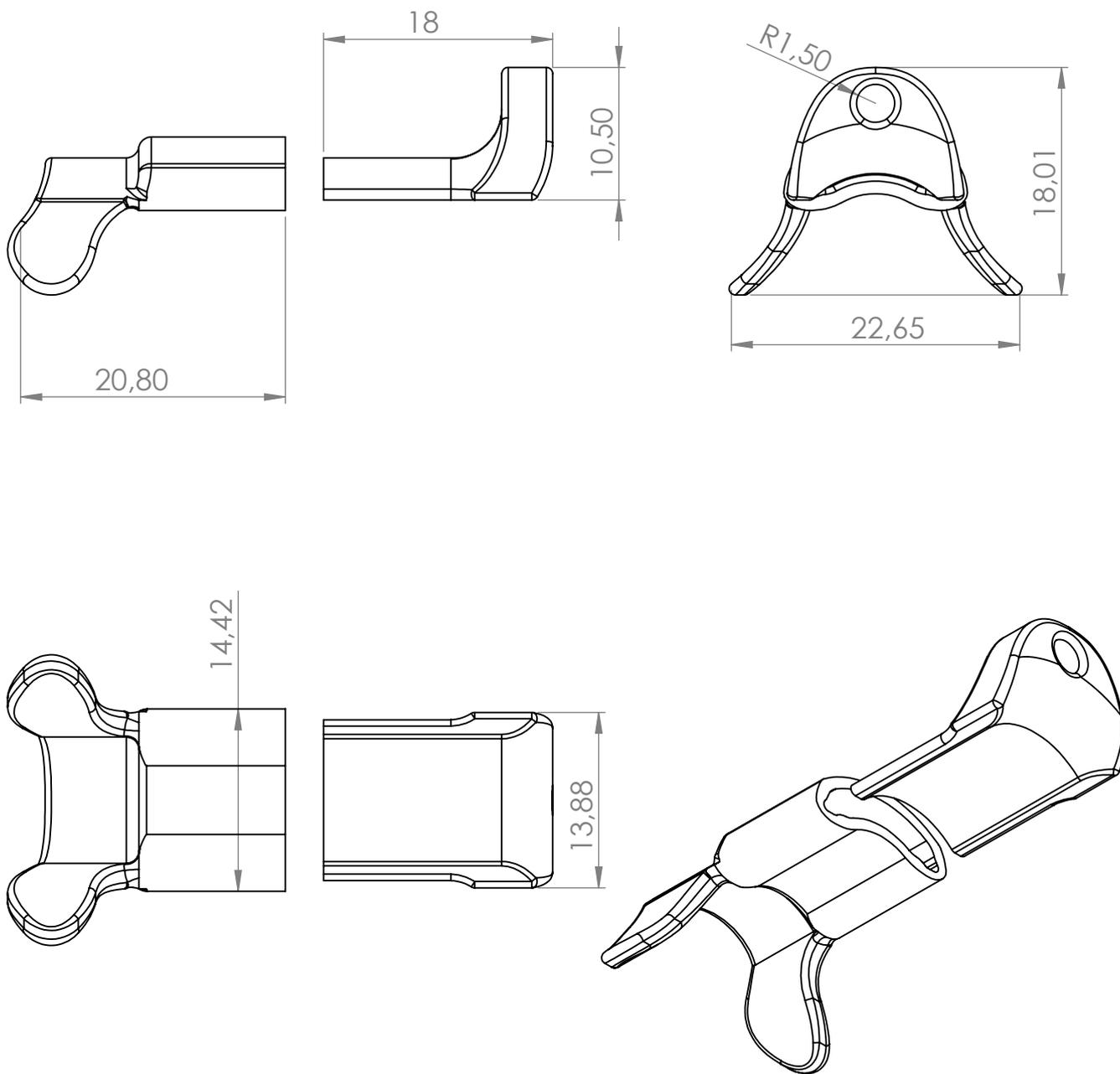
ESCALA: 1:1



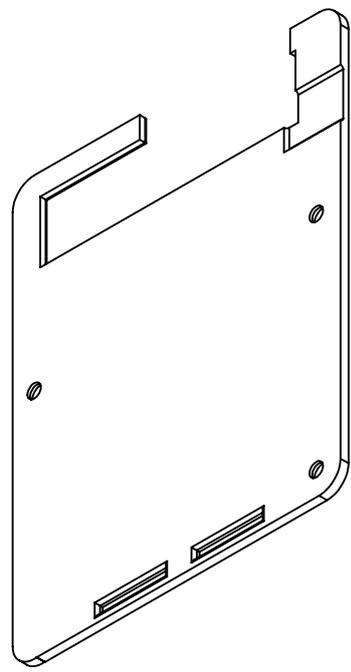
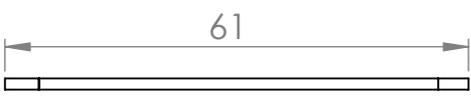
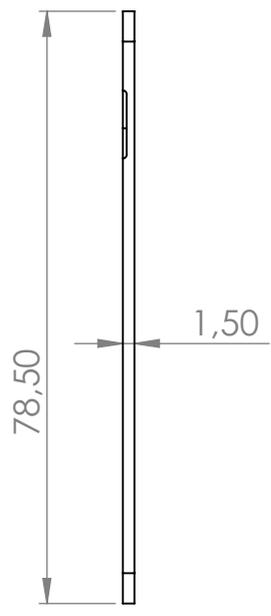
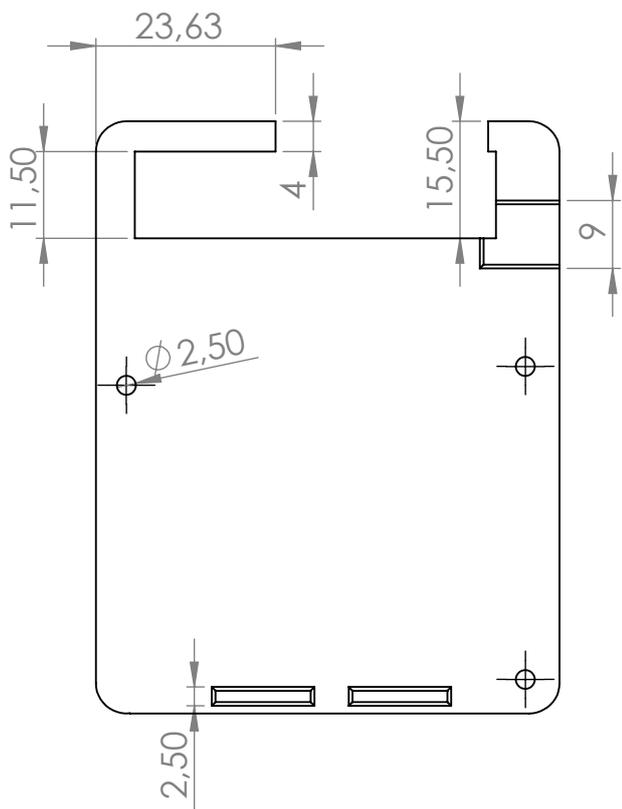
ESCALA: 1:1

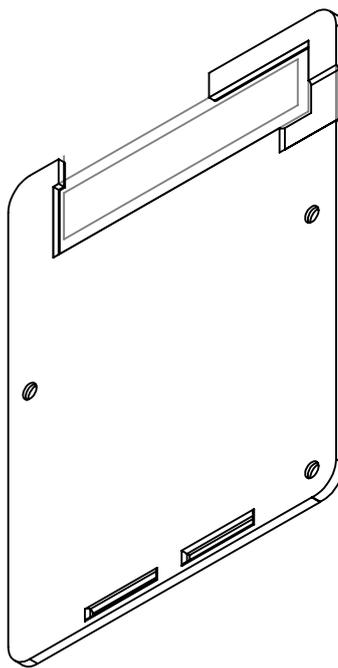
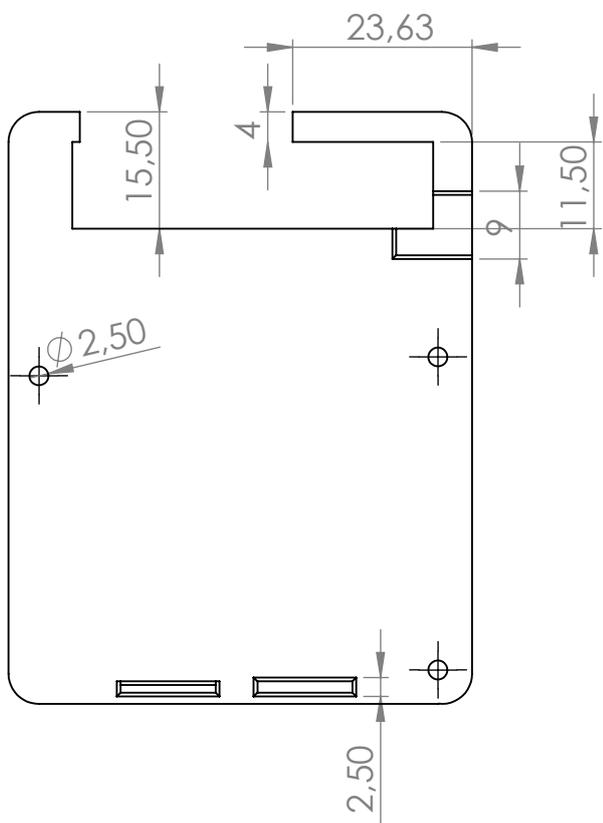


ESCALA: 1:1



ESCALA: 2:1





APÊNDICE C – Configurações Slic3r

Abaixo o leitor pode conferir todas as configurações finais do software *Slic3r*, utilizadas para imprimir as peças que foram utilizadas no CeratoGlasses.

Layer height	
Layer height:	<input type="text" value="0.2"/> mm
First layer height:	<input type="text" value="0.35"/> mm or %
Vertical shells	
Perimeters (minimum):	<input type="text" value="3"/> <input type="button" value="▲"/> <input type="button" value="▼"/>
Spiral vase:	<input type="checkbox"/>
Horizontal shells	
Solid layers:	Top: <input type="text" value="3"/> <input type="button" value="▲"/> <input type="button" value="▼"/> Bottom: <input type="text" value="3"/> <input type="button" value="▲"/> <input type="button" value="▼"/>
Quality (slower slicing)	
Extra perimeters if needed:	<input checked="" type="checkbox"/>
Avoid crossing perimeters:	<input type="checkbox"/>
Start perimeters at:	Concave points: <input type="checkbox"/> Non-overhang points: <input type="checkbox"/>
Detect thin walls:	<input checked="" type="checkbox"/>
Detect bridging perimeters:	<input checked="" type="checkbox"/>
Advanced	
Randomize starting points:	<input type="checkbox"/>
External perimeters first:	<input type="checkbox"/>
Infill	
Fill density:	<input type="text" value="10%"/>
Fill pattern:	<input type="text" value="rectilinear"/> ▼
Top/bottom fill pattern:	<input type="text" value="rectilinear"/> ▼

Reducing printing time

Combine infill every: layers

Only infill where needed:

Advanced

Solid infill every: layers

Fill angle: °

Solid infill threshold area: mm²

Only retract when crossing perimeters:

Infill before perimeters:

Speed for print moves

Perimeters:	<input type="text" value="30"/>	mm/s
Small perimeters:	<input type="text" value="30"/>	mm/s or %
External perimeters:	<input type="text" value="70%"/>	mm/s or %
Infill:	<input type="text" value="60"/>	mm/s
Solid infill:	<input type="text" value="60"/>	mm/s or %
Top solid infill:	<input type="text" value="50"/>	mm/s or %
Support material:	<input type="text" value="60"/>	mm/s
Bridges:	<input type="text" value="60"/>	mm/s
Gap fill:	<input type="text" value="20"/>	mm/s

Speed for non-print moves

Travel: mm/s

Modifiers

First layer speed: mm/s or %

Acceleration control (advanced)

Perimeters: mm/s²

Infill: mm/s²

Bridge: mm/s²

First layer: mm/s²

Default: mm/s²

Skirt

Loops:

Distance from object: mm

Skirt height:
 layers

Minimum extrusion length: mm

Brim

Brim width: mm

Support material

Generate support material:

Overhang threshold:
 °

Enforce support for the first:
 layers

Raft

Raft layers:
 layers

Options for support material and raft

Pattern:	honeycomb	▼
Pattern spacing:	2.5	mm
Pattern angle:	0	°
Interface layers:	3	layers
Interface pattern spacing:	0	mm

Filament

Diameter:	1.75	mm
Extrusion multiplier:	1	

Temperature (°C)

Extruder:	First layer:	240	Other layers:	230
Bed:	First layer:	0	Other layers:	0

Size and coordinates

Bed size:	x: 200	y: 200	mm
Print center:	x: 100	y: 100	mm
Z offset:	0.3	mm	

Firmware

G-code flavor:	RepRap (Marlin/Sprinter/Repetier)	▼
Use relative E distances:	<input type="checkbox"/>	

Capabilities

Extruders:	1
------------	---

Advanced

Use firmware retraction:	<input type="checkbox"/>
Vibration limit:	0 Hz

Start G-code

```
G28 ; home all axes
G29 ; Nivelamento
```

End G-code

```
M300 S300 P1000
M104 S0 ; Zera a temperaturadora do hotend
M190 S0 ; Zera a temperaturadora da mesa
G1 Y190 F5000 ; Empurra a mesa
G28 X0 ; home X axis
M84 ; desliga os motores
```

Size

Nozzle diameter: mm

Position (for multi-extruder printers)

Extruder offset: x: y: mm

Retraction

Length: mm (zero to disable)

Lift Z: mm

Speed: mm/s

Extra length on restart: mm

Minimum travel after retraction: mm

Retract on layer change:

Wipe while retracting:

Retraction when tool is disabled (advanced settings for multi-extruder setups)

Length: mm (zero to disable)

Extra length on restart: mm



UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
FACULDADE DE ENGENHARIA

Termo de Declaração de Autenticidade de Autoria

Declaro, sob as penas da lei e para os devidos fins, junto à Universidade Federal de Juiz de Fora, que meu Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação em Engenharia Mecânica é original, de minha única e exclusiva autoria e não se trata de cópia integral ou parcial de textos e trabalhos de autoria de outrem, seja em formato de papel, eletrônico, digital, audiovisual ou qualquer outro meio.

Declaro ainda ter total conhecimento e compreensão do que é considerado plágio, não apenas a cópia integral do trabalho, mas também parte dele, inclusive de artigos e/ou parágrafos, sem citação do autor ou de sua fonte.

Declaro, por fim, ter total conhecimento e compreensão das punições decorrentes da prática de plágio, através das sanções civis previstas na lei do direito autoral¹ e criminais previstas no Código Penal², além das cominações administrativas e acadêmicas que poderão resultar em reprovação no Trabalho de Conclusão de Curso.

Juiz de Fora, 10 de novembro de 2017.

Luiz Longo

¹ LEI Nº 9.610, DE 19 DE FEVEREIRO DE 1998. Altera, atualiza e consolida a legislação sobre direitos autorais e dá outras providências.

² Art. 184. Violar direitos de autor e os que lhe são conexos: Pena - detenção, de 3 (três) meses a 1 (um) ano ou multa.