

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE FÍSICA DE SÃO CARLOS

Bruno Sartorelli Laissener

Domínio de técnicas e prototipagem de subsistemas de um biômetro ótico

São Carlos
Novembro 2020

BRUNO SARTORELLI LAISSENER

Domínio de técnicas e prototipagem de subsistemas de um biômetro ótico

Trabalho de conclusão de curso apresentado
ao Programa de Graduação em Física do Ins-
tituto de Física de São Carlos da Universi-
dade de São Paulo, para obtenção do título
de Bacharel em Física Computacional.

Orientador: Dr. André Orlandi de Oliveira
Co-orientador Prof. Dr. Jarbas Caiado de
Castro Neto

São Carlos
Novembro 2020

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Laissener, Bruno Sartorelli

Domínio de técnicas e prototipagem de subsistemas de um biômetro ótico / Bruno Sartorelli Laissener; orientador André Orlandi de Oliveira - São Carlos, 2020.

19 p.

Trabalho de conclusão de curso (Graduação em Física Computacional) - Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo, 2020.

- 1. Biômetro Ótico. 2. Scheimpflug. 3. Ceratometria. I. Orlandi de Oliveira, André, orient. II. Caiado de Castro, Jarbas, co-orient.

RESUMO

O projeto está inserido no contexto de instrumentação óptica voltada à oftalmologia, mais especificamente na área de aferição de parâmetros oculares inerentes à cirurgia de tratamento da catarata. Tal doença pode ser caracterizada pela opacificação do cristalino (estrutura interna ao olho responsável por alterar a distância focal do sistema ótico ocular) devido a modificações fisiológicas, cujos efeitos variam desde pequenas alterações visuais até a cegueira. O método de correção dessa doença é a cirurgia, que substitui o cristalino opaco por uma lente intra ocular, calculada para a otimização da visão com base em alguns parâmetros inerentes ao olho humano. Para obtenção desses parâmetros, é necessária a utilização de um biômetro ótico que, por meio de exames não invasivos, caracteriza o olho sujeito à cirurgia. O principal objetivo desse projeto é o desenvolvimento de dois subsistemas do biômetro ótico que consiga aferir grandezas geométricas oculares como a curvatura da córnea e as espessuras da córnea e do cristalino, com o intuito de, posteriormente, integrar um biômetro ótico funcional (a partir da adição de outras técnicas como a tomografia de coerência óptica, para caracterização ocular completa). As técnicas utilizadas nesse projeto foram a vídeo-ceratometria (medida dos raios de curvatura da córnea) e aquisição de imagem da câmara anterior ocular pelo método de Scheimpflug (medida das espessuras da córnea e do cristalino). Fomos capazes de obter um sistema ótico conjunto capaz de realizar tais exames com resultados ainda distantes dos de um equipamento comercial de alto nível. Estipulamos então algumas melhorias na iluminação, aquisição de imagens e processamento de dados aliadas a realização de mais exames para melhor caracterização de nosso sistema e viabilização da implementação de tal sistema comercialmente.

Palavras-chave: Biômetro Ótico. Scheimpflug. Ceratometria.

Sumário

1	Introdução	1
1.1	O olho humano	1
1.2	Catarata	1
1.3	Biômetro Ótico	2
1.4	Video Ceratometria	2
1.5	Scheimpflug	3
2	Materiais e métodos	5
2.1	Video Ceratometria	5
2.2	Scheimpflug	9
2.3	Sistema conjunto	11
3	Resultados e discussões	14
3.1	Considerações sobre a não equivalência dos resultados	15
4	Conclusões e considerações finais	18
	Referências	19

1 Introdução

1.1 O olho humano

O olho humano pode ser descrito como um sistema ótico formado por um conjunto de lentes que tem a função de focalizar a luz vinda do exterior em uma região bem definida. Essa região é chamada de retina e é tida como o sensor de imagens desse sistema ótico. Tal estrutura faz a interface entre os sinais luminosos e sinais elétricos transferidos e processados pelo cérebro. As lentes presentes no sistema ótico são a córnea, lente com maior poder ótico do sistema, e o cristalino, que tem a função de ajustar a distância focal por meio da alteração de seus raios de curvatura controladas por um sistema muscular distribuído em seu entorno. Tais estruturas podem ser conferidas na Figura 1.

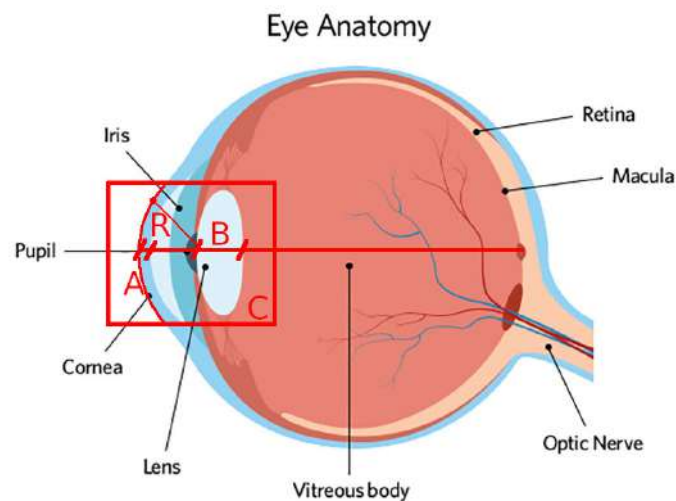


Figura 1: Anatomia ocular. Destaque para os parâmetros A - Espessura da córnea , B - Espessura do cristalino (na imagem descrito por *Lens*) e R - Raio de curvatura da córnea - que são medidos pelo nosso sistema. Fonte: Adaptada de EYE ANATOMY (1)

1.2 Catarata

A catarata é definida como a opacificação do cristalino do olho humano, e tem como consequência direta a perda significativa da visão ostentando a responsabilidade da fração de 47,8% dos casos mundiais de cegueira.(2) É anatomicamente definida como qualquer opacificação do cristalino dificultando a entrada de luz, que acarreta efeitos negativos na visão. As alterações podem levar desde pequenas distorções visuais até a cegueira.(3) O tratamento atualmente utilizado é constituído uma cirurgia na qual ocorre a substituição do cristalino opaco por uma

lente IOL (do inglês, *Intraocular Lens*) que passa a desempenhar suas funções. A lente utilizada para essa substituição, no entanto, depende de parâmetros dimensionais da estrutura ocular, que variam para cada paciente, tornando necessária a caracterização individual de cada olho de forma pré-cirúrgica.

1.3 Biômetro Ótico

A caracterização do sistema ocular é feita utilizando um equipamento chamado Biômetro Ótico, que é capaz de aferir parâmetros como a curvatura da córnea, espessura do cristalino, a distância entre essas duas estruturas e o comprimento axial do olho, entre outros parâmetros definidos pelo sistema de cálculo da lente intra ocular. Em nosso projeto, construímos um sistema que, baseado nas técnicas de Video Ceratometria e imagem pelo princípio de Scheimpflug, é capaz de obter os parâmetros referentes a córnea e ao cristalino ocular. Essas técnicas são descritas a seguir.

1.4 Video Ceratometria

O exame da video ceratometria pode ser feito de forma não invasiva a partir da iluminação por um anel de *LEDs* sobre a córnea e a captação do reflexo gerado por essa mesma estrutura. Apesar do anel de *LEDs* ser circular, devido ao astigmatismo (diferentes raios de curvatura que compõe a superfície da córnea diferenciando-a de um hemisfério), o reflexo gerado será distorcido resultando em uma elipse rotacionada. A partir da medida dos semi-eixos dessa elipse, é possível descobrir tais raios de curvatura da superfície corneana assim como sua rotação em relação ao eixo horizontal. Esses parâmetros podem ser conferidos a partir do esquema apresentado na Figura 2.

Nessa representação, pode-se notar os parâmetros h , d , y e R que são relacionados a partir da equação 1 (4).

$$R = \frac{2dy}{h} \quad (1)$$

Esses parâmetros representam:

- $h \rightarrow$ raio do anel de LEDs
- $d \rightarrow$ distância entre o anel de LEDs e o reflexo

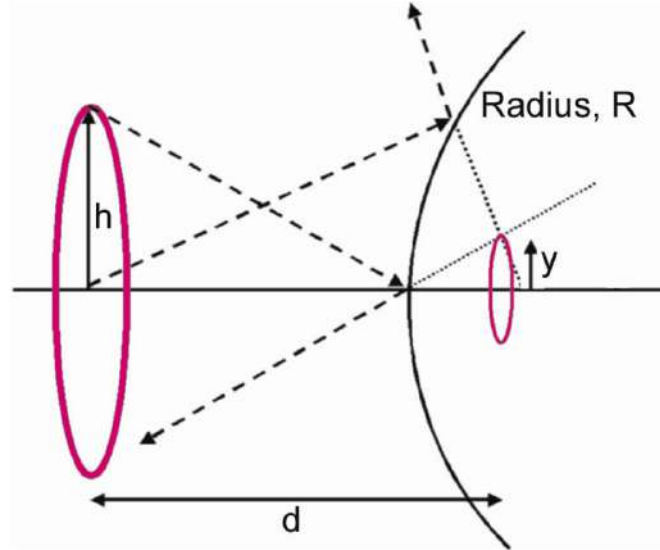


Figura 2: Esquema do aparato para aferimento dos raios de curvatura da córnea. Fonte: SCHWIEGERLING (4)

- $y \rightarrow$ raio do anel refletido pela córnea
- $R \rightarrow$ Raio de curvatura da superfície da córnea

Essa simples relação entre tais parâmetros (equação 1) nos permite encontrar os raios de curvatura da córnea desde que saibamos os semi-eixos da elipse refletida pela córnea. Vale notar que a equação 1 deve ser empregada para os dois semi-eixos afim para a caracterização dos dois raios de curvatura devido ao astigmatismo. Isso nos obriga a aferir somente o parâmetro y , pois os outros parâmetros são controlados pelo sistema (note que a distância d é estipulada a partir do foco do sistema óptico).

1.5 Scheimpflug

A intenção desse exame é a obtenção de uma imagem que contém as informações sobre espessura da córnea e espessura do cristalino. Para tanto, é necessário a aquisição da imagem de um corte transversal do olho analisado (região C da Figura 1). Esse "corte" pode ser obtido a partir da iluminação do olho por uma lâmpada de fenda que define um plano onde as estruturas oculares são iluminadas e a partir do espalhamento podem ser captadas por uma ótica deslocada lateralmente, como o apresentado na Figura 3.

O nome que determina tal técnica é relacionado a um problema sistemático presente nesse tipo de sistema. Como há um ângulo entre o plano do objeto e o plano da ótica, o plano da imagem deve respeitar um ângulo específico, denominado *Ângulo de Scheimpflug* para que a

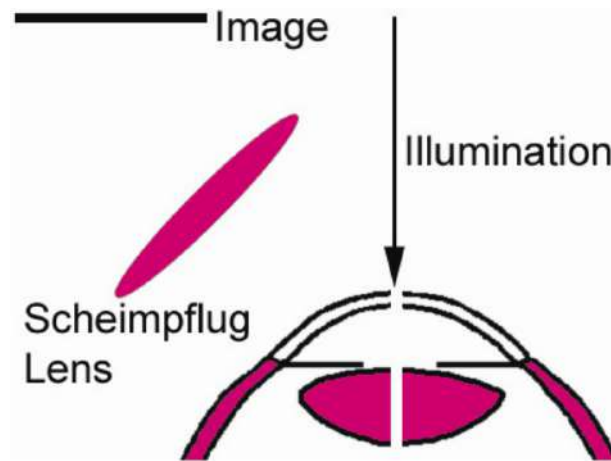


Figura 3: Aquisição de imagem da câmara anterior ocular. Fonte: SCHWIEGERLING (4)

imagem esteja totalmente em foco. Em nosso caso, isso implica que o plano do sensor da câmara deveria estar rotacionado em relação ao plano da lente.

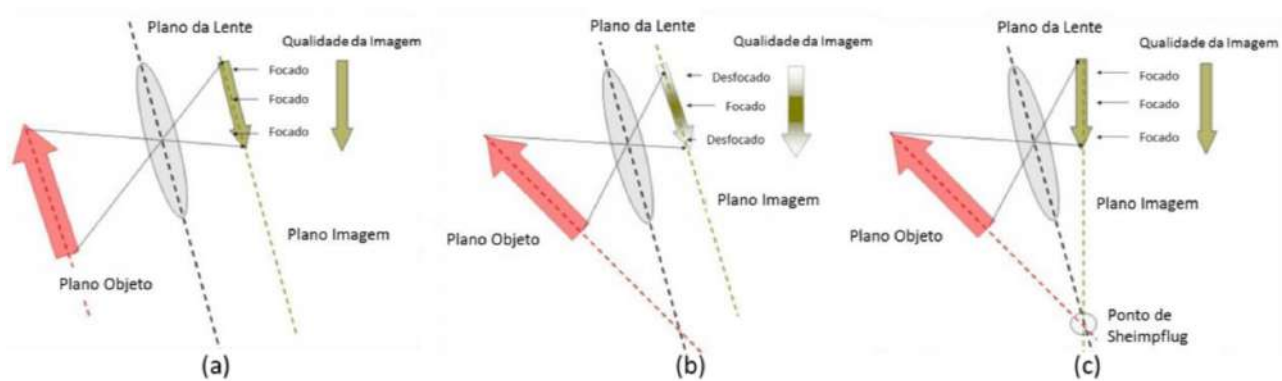


Figura 4: Características do princípio de Scheimpflug. Fonte: SCHEIMPFLUG (5)

Esse detalhe a respeito da ótica do sistema pode ser acompanhado na Figura 4. Na parte *a* temos o caso comum em que os planos do objeto, da ótica e da imagem são paralelos. Uma vez que a distância focal é atingida, a imagem aparece inteiramente em foco. No caso *b*, ocorre uma angulação do plano do objeto em relação ao plano da ótica o que implica o desfoco das regiões laterais da imagem. No caso *c*, vemos que ao rotacionar o plano do sensor de modo que os três planos tenham um ponto em comum chamado de Ponto de Scheimpflug, a imagem volta a estar toda no foco.

2 Materiais e métodos

2.1 Video Ceratometria

A partir do sistema explicado na seção anterior, seguimos um roteiro para a obtenção dos semi-eixos desejados:

- Iluminação da córnea com o anel de LEDs.
- Captura da imagem contendo os reflexos.
- Processamento da imagem para obtenção dos centros de cada um dos LEDs.
- Análise de dados para o *fitting* da elipse que melhor descreve os pontos encontrados.
- Descrição dos raios de curvatura e inclinação do eixo de astigmatismo.
- Cálculo do poder máximo e mínimo da córnea (valores K) a partir dos raios de curvatura.

Na primeira etapa, desenvolvemos um anel com 12 LEDs na região do espectro associado ao infra vermelho ($\lambda = 936nm$) que foi utilizado na iluminação do olho para criação do reflexo na córnea. Tal anel pode ser observado na Figura 5.

Os LEDs foram dispostos com uma pequena angulação voltada ao centro do anel com o intuito de focar os feixes no centro do olho quando posicionado a uma distância de 50 mm.

Após o estabelecimento da iluminação, seguimos para a elaboração de um sistema óptico para aquisição das imagens. Podemos destacar duas características importantes levadas em consideração na elaboração desse sistema ótico, sendo a primeira a distância focal de 50mm para concordância com o sistema de iluminação e a segunda, a magnificação da imagem de forma a acomodar os reflexos dos LEDs na área do sensor da câmera.

Utilizando um módulo de câmera para o SBC (do inglês *single board computer*) Raspberry Pi modelo 3b+, com uma área de 3.68 mm por 2.76 mm, sabendo que uma pupila tem diâmetro entre 4 mm e 8 mm quando dilatada, calculamos a magnificação necessária a partir das equações 2 e 3.

Sendo M a magnificação, h' o tamanho da imagem e h o tamanho do objeto (que em nosso caso seria o diâmetro do anel de LEDs refletidos), tomando a menor dimensão do sensor da câmera 2.76 mm, temos uma magnificação dada pela relação 4.

Pode-se notar que a magnificação é menor que um pois queremos que nossa imagem seja menor que o objeto. Esse tipo de sistema é conhecido como sistema telescópico invertido.



Figura 5: Anel de LEDs utilizado na iluminação. Pode-se notar feixes de luz saindo de cada um dos orifícios onde se encontram os LEDs, visíveis somente por meio de uma câmera que opere na região do infra vermelho. Fonte: Elaborada pelo autor.

Utilizando duas lentes de distâncias focais 25 mm e 75 mm, calculamos a magnificação pela equação 3. Sendo EFL a distância focal efetiva de cada lente, chegamos ao valor da equação 5 que é um pouco menor do que o calculado em 4. Isso é importante para que haja uma margem entre os reflexos e o final da imagem.

$$\left\{ \begin{array}{l} M = \frac{h'}{h} \\ M = \frac{EFL_{objetiva}}{EFL_{ocular}} \end{array} \right. \quad (2) \quad \left\{ \begin{array}{l} M = \frac{2.76}{8} = 0.345 \\ M = \frac{25}{75} = 0.333 \end{array} \right. \quad (4) \quad (5)$$

A implementação do sistema de aquisição de imagem, juntamente com o sistema de iluminação pode ser visualizado na Figura 6. Na Figura 6.A, temos a vista lateral do sistema e na Figura 6.B temos a vista frontal.

Com tal sistema foi possível obter imagens satisfatórias como mostra a Figura 7. Na Figura 7 é possível ver as etapas do processo de tratamento da imagem utilizando a biblioteca de visão computacional *OpenCV*. A imagem A mostra a primeira etapa que consiste na mudança da escala de cores passando da RGB (do inglês *Red Green Blue*) para a escala de cinza (note que



Figura 6: Sistema telescópico invertido. A imagem *A* apresenta a vista lateral desse sistema enquanto *B*, a frontal. Fonte: Elaborada pelo autor.

essa imagem foi capturada em ambiente escuro com iluminação na região do infra-vermelho, o que lhe garante aspecto de escala de cinza mesmo sendo RGB). Tal transformação é importante pois a representação de imagens no computador é feita utilizando o formalismo matricial. Assim, na escala original, temos três matrizes que contêm a intensidade de cada uma das componentes espectrais referentes às cores vermelha, verde e azul que quando combinadas tornam a imagem colorida. Na escala de cinza, utilizamos apenas uma matriz com a intensidade variando de 0 (preto) a 255 (branco) (no caso, representação por inteiros de 8 bits sem sinal - *uint8*), que carregam a informação referente à luminosidade do pixel. Após essa etapa, passamos para processamentos da imagem capturada com o intuito de isolar os círculos dos reflexos.

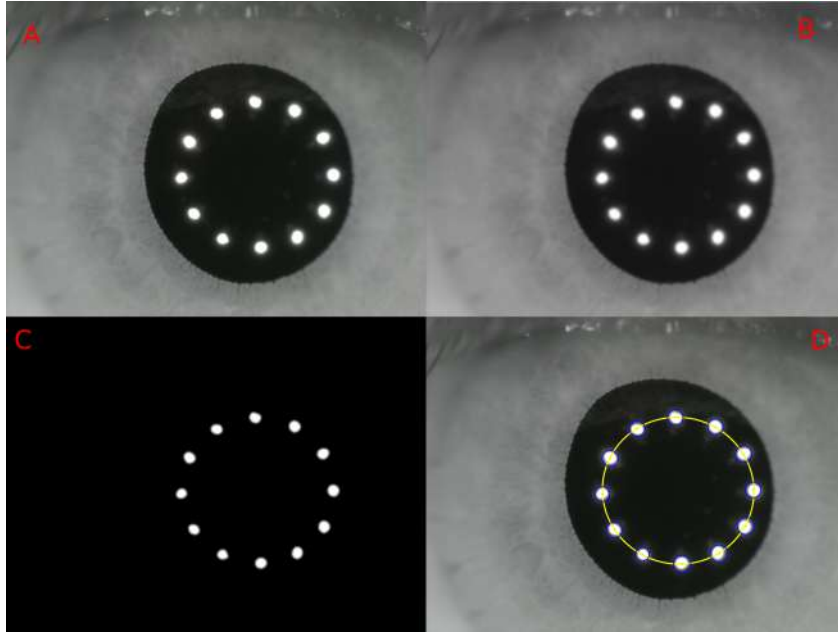


Figura 7: Iluminação e captura de imagem com o sistema montado. Fonte: Elaborada pelo autor.

Para isso, iniciamos o tratamento com o filtro gaussiano (que pode ser visto na imagem *B* já em escala de cinza - note a pequena alteração de cor em relação à imagem *A*) que tem por função a suavização de regiões de alta frequência da imagem, isso é, regiões onde ocorrem mudanças abruptas na intensidade dos pixels que em nosso caso poderiam ser as interfaces entre fundo escuro da região onde os reflexos dos LEDs estão posicionados (pupila) e os próprios LEDs. Essa suavização nos permite uma melhora na detecção dos círculos que compreendem cada um dos reflexos. Na imagem *C*, temos a imagem após o processo de *thresholding* no qual há um truncamento da intensidade dos pixels a partir de um nível mínimo. Isso garante que somente a região dos LEDs será processada no próximo passo (o nível de cinza dos reflexos é maior do que qualquer outra região da imagem).

Em seguida partimos para a detecção dos círculos referentes aos reflexos dos LEDs na imagem. Para isso, utilizamos uma função (do *OpenCV HoughCircles*) que detecta círculos seguindo critérios como distância entre os círculos e raios mínimos e máximos possíveis. Essa etapa nos permite encontrar os centros de cada um dos reflexos dos LEDs que serão associados a pontos pertencentes ao plano xy para a próxima etapa de *fitting* de tais pontos. O processo de *fitting* (pelo método dos mínimos quadrados) está implementado também na biblioteca *OpenCV* com o nome de *fitEllipse* que necessita de um vetor de pontos e nos retorna os parâmetros da elipse que melhor descreve tal conjunto de pontos, isto é, a coordenada x e y do centro da elipse, seus semi-eixos a e b e a possível ângulo de rotação θ desses semi-eixos. A Imagem *D* da

Figura 7 apresenta o resultado do processamento destacando os reflexos encontrados juntamente com seus centros e a elipse desenhada a partir dos parâmetros encontrado.

2.2 Scheimpflug

Seguindo as restrições em relação ao *ângulo de Scheimpflug*, construímos um sistema de iluminação e aquisição de imagens apresentado na Figura 8.

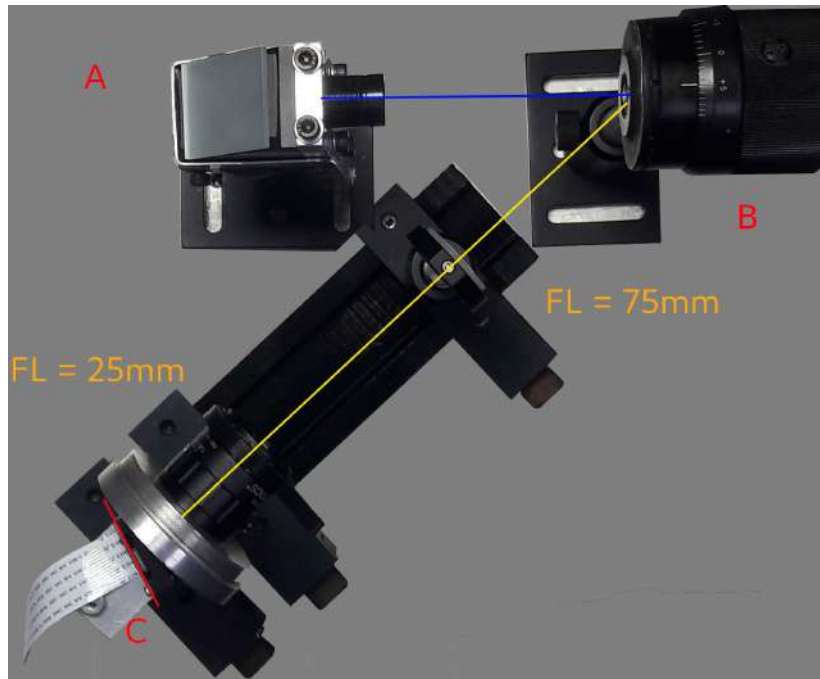


Figura 8: Sistema de iluminação e aquisição de imagem pelo princípio de Scheimpflug. Vista superior. Fonte: Elaborada pelo autor.

Nesse sistema, pode-se notar a linha azul indicando o plano de iluminação determinado pela fenda *A* que direciona sua luz ao olho mecânico *B* (artefato utilizado para a simulação do olho humano durante a fase de testes). A imagem definida pela iluminação é então captada pelo sistema óptico mostrado pelas lentes de distância focal 75 mm e 25 mm que projetam o sinal na câmera *C*. É importante notar que o plano da câmera (destacado em vermelho) não é paralelo aos planos das lentes. Essa configuração permitiu a captura de imagens inteiramente no foco como a demonstrada na Figura 9.

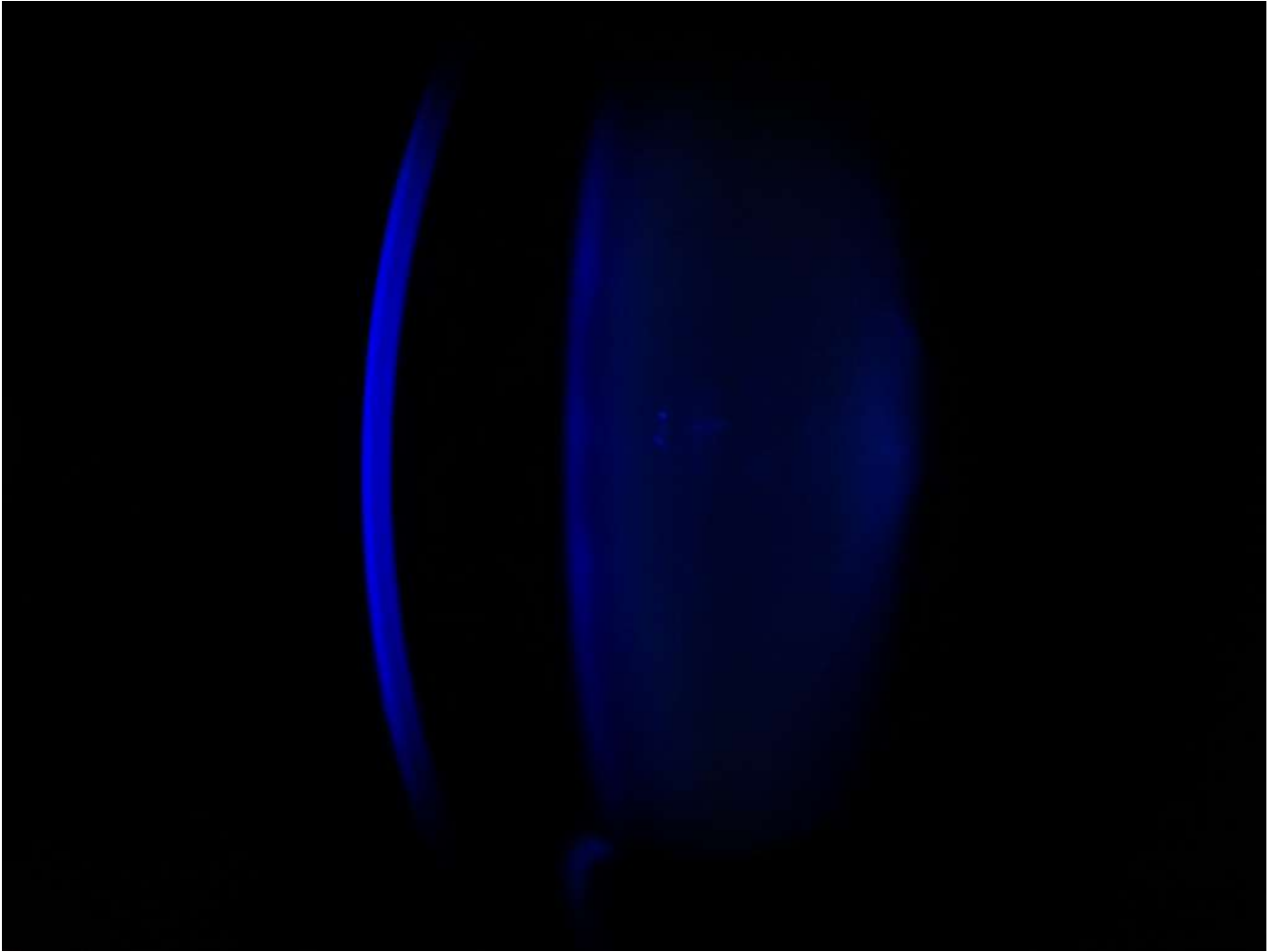


Figura 9: Iluminação e captura de imagem com o sistema montado. Fonte: Elaborada pelo autor.

A Figura 9.A apresenta a córnea do paciente e a estrutura sinalizada por B apresenta o cristalino. Vale salientar que a imagem está no foco e que até mesmo a camada estrutural (chamada camada de Balmer) da córnea (região com azul mais intenso) pode ser vista.

Com esse resultado em mãos, partimos para a análise e processamento de imagens. Primeiramente, estipulamos que os parâmetros que deveriam ser medidos seriam a espessura da córnea e do cristalino. Para isso, realizamos um processo de radiometria da imagem. Esse processo visa o estudo da intensidade do pixel em função de sua posição dentro de uma única linha da imagem, que em nosso caso seria a linha correspondente à região apical da córnea (ponto mais externo da córnea que na Figura 9 se situa à esquerda). Para encontrar esse ponto de forma genérica desenvolvemos alguns passos (que podem ser acompanhados pela Figura 10 com a imagem A representando a aquisição original) no tratamento da imagem se inicia com a transformação da escala RGB a escala de cinza, (Figura 10.B) como o feito na video ceratometria. Logo em seguida, binarizamos a imagem que havia sido transformada em escala de

cinza (Figura 10.C), isto é, definimos um nível de cinza mínimo que correspondia a regiões que continham as informações desejadas. Todos os pixels com valor menor do que esse nível estabelecido, foram transformados em preto (nível zero na escala de cinza) e os demais em branco (nível 255 na escala de cinza). Isso nos permite isolar sistematicamente as estruturas desejadas eliminando quaisquer ruídos presentes nas demais regiões. A partir disso, a busca pelo ponto correspondente ao ápice da córnea se inicia com a comparação pixel a pixel percorrendo toda a imagem. Definimos então que o ponto que apresentasse o menor valor da coordenada x com intensidade 255 seria nosso melhor candidato (vale salientar que definição dos eixos de coordenadas da imagem é um pouco diferente da de um gráfico convencional, pois a origem é o canto superior esquerdo, o eixo x aponta para a direita e o y para baixo. Essa definição é útil pois tratamos os pixels da imagem da mesma forma que indexamos os elementos de uma matriz). Seguindo na análise radiométrica, construímos um vetor que continha a intensidade de cada pixel da linha definida anteriormente e com esses dados em mãos pudemos comparar a intensidade de pontos vizinhos com a intenção de encontrar regiões onde ocorria variações entre as intensidades passando de (0, 0) para (0, 255) ou de (255, 255) para (255, 0). Tais regiões definem respectivamente os inícios e os finais das estruturas córnea e cristalino. Fazendo a diferença entre as coordenadas do fim menos a do começo de cada estrutura, conseguimos encontrar as espessuras desejadas. A Figura 10 item *D* apresenta o resultado final das análises feitas. Note que a linha verde corresponde à linha em que foi realizada a radiometria e a linha vermelha apresenta as intensidade dos pixels ao longo dessa linha. Essa imagem pode ser vista em detalhes na seção dos Resultados e discussões (Figura 14).

2.3 Sistema conjunto

Após a elaboração e validação desses sistemas, partimos para a construção de um único sistema que contenha todos os elementos para a realização dos exames de forma simultânea. Esse sistema pode ser observado na Figura 11. Nela encontram-se destacados elementos importantes para o correto funcionamento do sistema. Na Figura 11.1, temos as seguintes estruturas:

- *O* - Posição do olho do paciente.
- *A* - Anel de LEDs.
- *F* - Lampada de fenda.

- *BS2* - *Beam splitter* para a iluminação com *F*.
- *BS1* - *Beam splitter* para direcionamento da imagem da video ceratometria.
- *OV* - Sistema ótico da video ceratometria.
- *CV* - Câmera do sistema video ceratometria.
- *OS* - Sistema ótico Scheimpflug.
- *CS* - Câmera do sistema Scheimpflug.

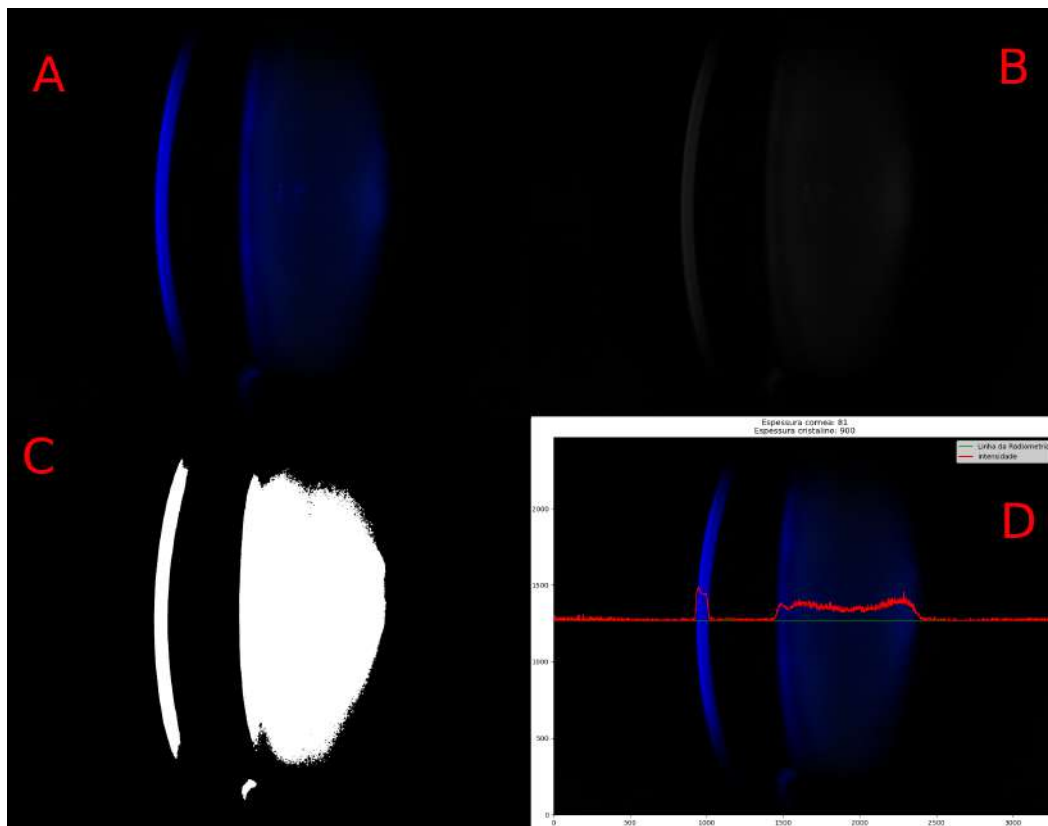


Figura 10: Iluminação e captura de imagem com o sistema montado. Fonte: Elaborada pelo autor.

As estruturas *A*, *BS1*, *OV* e *CV* são componentes do sistema ótico referente ao exame da video ceratometria. A Figura 11.2 apresenta a vista frontal de nosso sistema. Na Figura 11.3 podemos ver o caminho que a luz percorre ao longo desse sistema (representado pelos raios amarelos) durante o exame. O processo se inicia com iluminação da córnea pelo anel de LEDs e a geração de reflexão desses mesmos LEDs. Esse sinal caminha então pelo centro do anel e passa pelo primeiro divisor de feixes *BS2* que deixa uma parte dos raios seguirem em linha

reta sem alterar suas rotas em direção ao segundo divisor de feixes $BS1$ que desvia uma porção dos raios para dentro do sistema ótico OV para que haja a magnificação da imagem e sua projeção na câmera CV . A partir desse ponto temos imagens semelhantes à Figura 7.A. Já no exame pelo princípio de Scheimpflug (constituído pelos elementos F , $BS2$, OS e CS) é iniciado pela emissão de luz pela lampada de fenda F (representado pela linha azul) e pela mudança de caminho pelo divisor de feixes $BS2$ que os direciona ao olho do paciente. Com a formação do plano da imagem a partir dessa iluminação, o sistema ótico OS amplia a imagem recebida e a projeta na câmera CS que está rotacionada afim de respeitar o ângulo de Scheimpflug e realizar a aquisição do sinal semelhante ao da Figura 10.A. Seguindo essas etapas, iniciamos o processamento das imagens obtidas para o retorno das grandezas desejadas.

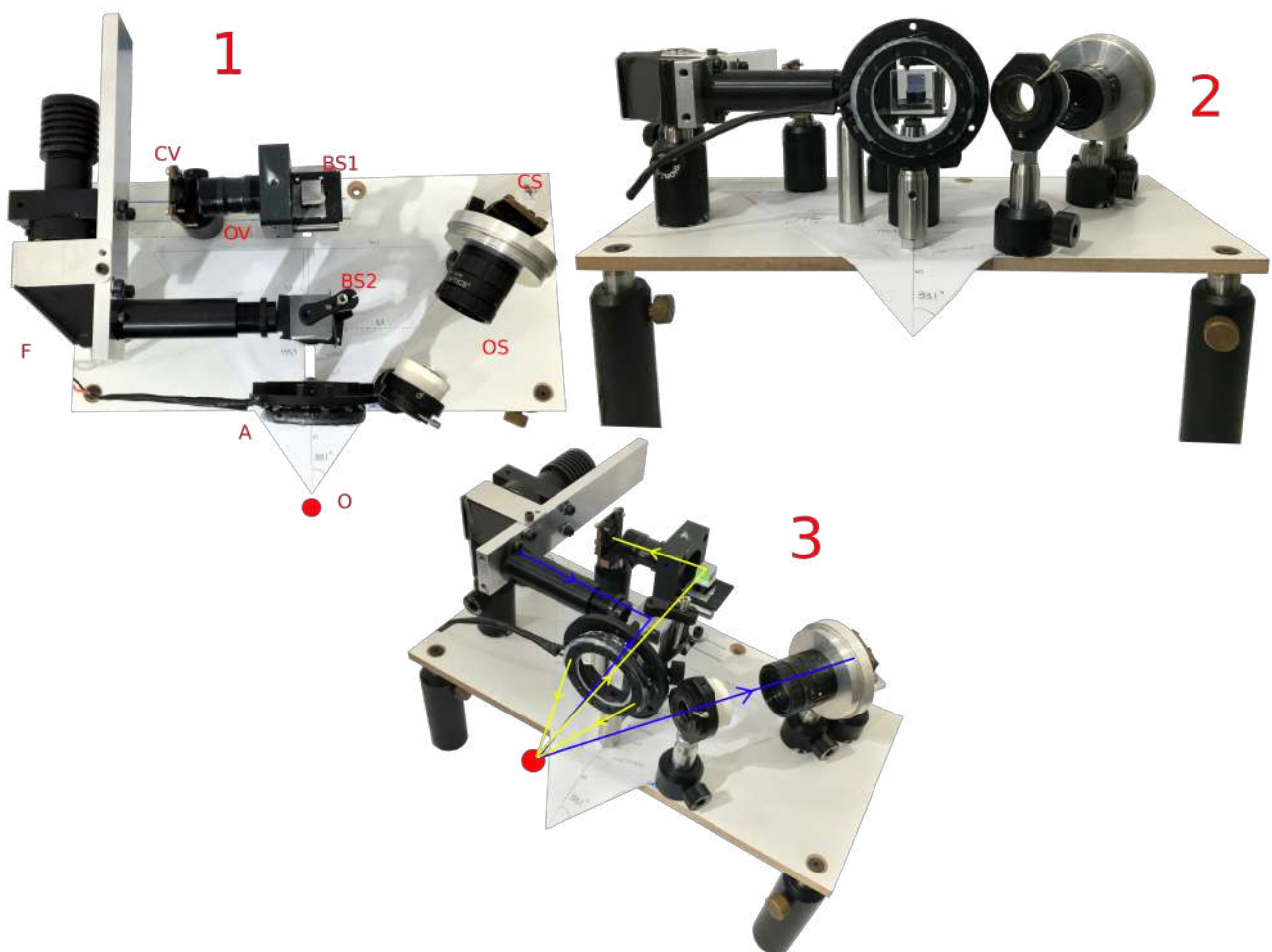


Figura 11: Sistema composto pelos subsistemas da Video Ceratometria e Scheimpflug. Fonte: Elaborada pelo autor.

3 Resultados e discussões

Iniciando a fase de testes, aferimos as dioptrias da córnea de 4 diferentes pacientes (esquerdo E e direito D) cujos resultados estão dispostos na Tabela 1 medidos tanto pelo nosso sistema quanto pelo comercial.

Tabela 1: Comparação entre exames de vídeo ceratometria *in vivo* entre nosso protótipo e o equipamento comercial

Parâmetro	Zeiss E $K \pm 0.4(D)@ \theta \pm 3^\circ$	Lio ² a E $K \pm 1(D)@ \theta \pm 8^\circ$	Zeiss D $K \pm 0.4(D)@ \theta \pm 3^\circ$	Lio ² a D $K \pm 1(D)@ \theta \pm 8^\circ$
Pessoa 1				
K1	42,3 @ 163	36 @ 11	42,3 @ 11	36 @ 7
K2	43,3 @ 73	37 @ 101	43,0 @ 101	36 @ 97
Pessoa 2				
K1	42,6 @ 22	36 @ -8	42,4 @ 167	36 @ 3
K2	44,0 @ 112	37 @ 82	44,3 @ 77	38 @ 93
Pessoa 3				
K1	45,1 @ 20	38 @ 0	45,2 @ 2	39 @ 9
K2	45,6 @ 110	39 @ 90	46,1 @ 92	39 @ 99
Pessoa 4				
K1	41,5 @ 10	35 @ -9	41,4 @ 171	36 @ 4
K2	42,9 @ 100	37 @ 81	42,2 @ 81	37 @ 94

Fonte: Elaborada pelo autor.

O poder óptico (K) calculado tem a unidade de dioptrias (D) e pode ser encontrado a partir do raio de curvatura da superfície pela equação 6.

$$K = \frac{n - 1}{r} \quad (6)$$

Nessa relação, precisamos saber o índice de refração da superfície analisada (que em nosso caso é $n_{cornea} = 1.3375$) e o raio de curvatura aferido pelo nosso sistema a partir das imagens adquiridas. Salientamos que o equipamento Zeiss retorna apenas os poderes ópticos em dioptrias.

Na tabela 1 temos os resultados para as medidas do parâmetro K e os ângulos de rotação de cada um dos eixos encontrados nos exames dos dois olhos. Podemos notar a partir desses dados que a dispersão de nossas medidas foram maiores, o que resultou em um desvio padrão de 1D que é maior do que o equipamento comercial $\sigma_{zeiss} = 0.4D$. Pela comparação de resultados dado pela Equação 7, com x_1 e x_2 os valores de nossas medidas e σ_1 e σ_2 os valores dos desvios padrões, chegamos à conclusão de que as medidas não são equivalentes.

$$|x_1 - x_2| < 2(\sigma_1 + \sigma_2) \quad (7)$$

3.1 Considerações sobre a não equivalência dos resultados

Como não obtivemos resultados aceitáveis quanto ao poder da córnea e ângulos de rotação dos eixos da elipse medida, investigamos o algoritmo utilizado a partir da implementação de um programa que cria imagens distribuindo 12 círculos brancos (valor 255 na escala de cinza) em uma superfície preta (valor 0 na escala de cinza) seguindo o contorno de uma elipse com parâmetros bem definidos, isto é, com semi-eixos e ângulos de rotação bem definidos como mostra a Figura 12

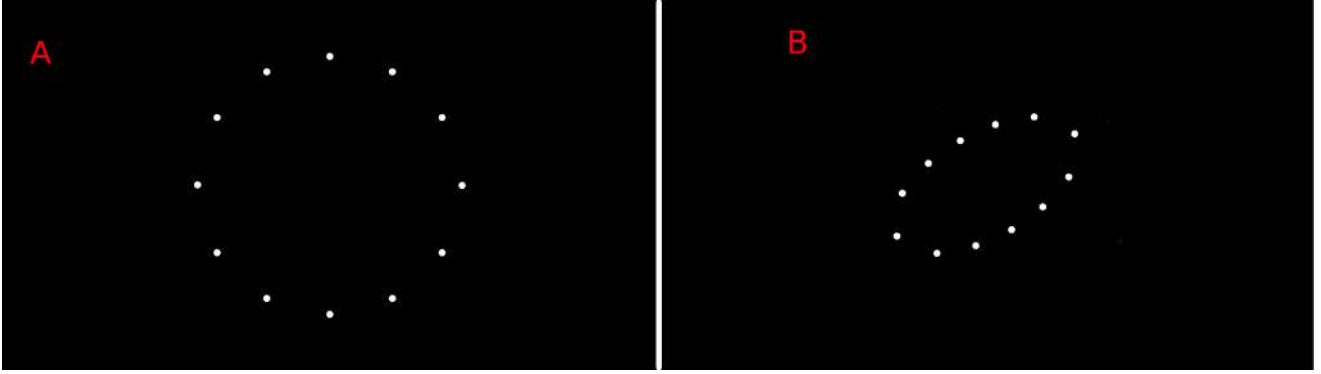


Figura 12: Exemplos das elipses construídas. A imagem *A* demonstra uma elipse com semi-eixos muito próximos enquanto a *B* com semi-eixos diferentes e rotacionada. Fonte: Elaborada pelo autor.

Esse mesmo programa ainda operava seguindo os passos do exame de vídeo ceratometria para encontrar os parâmetros conhecidos dessas elipses. A seguir temos a Figura 13 que apresenta exatamente o retorno de nosso programa após a análise de algumas elipses.

Nesse retorno do programa, pode-se observar o nome de cada arquivo analisado (imagens presentes em uma pasta específica) contendo os valores em pixels dos semi-eixos maior e menor utilizados na confecção das elipses, assim como os pontos referentes ao centro juntamente com o ângulo de rotação. Note que em algumas imagens não há menção ao ângulo pois nestas, tal parâmetro é zero.

Como podemos observar nesses resultados, o valor encontrado é similar ao utilizado na construção das imagens em todos os casos (repetimos tal teste para diversas variações dos parâmetros utilizados) o que nos demonstra que os algoritmos utilizados são eficazes (inclusive na aferição do ângulo de rotação).

```

-----
| Arquivo referente aos dados de: Videoceratometria_vision_PequenosEixosERotacoes_a100_b200__x640_y360_raioLed7.png |
-----

Foram encontrados 12 reflexos dos leds na imagem.
Centro da elipse encontrada: 640.2083857997445,360.1382285206196
Semi-eixo 1 (px) : 200.43198352547458
Semi-eixo 2 (px) : 99.99862523120302
Angulo de rotacao (graus) : -8.326567153521011e-05

-----Parametros utilizados no processamento da imagem-----

Nivel de binarizacao 160

Kernel do blur 3

-----

| Arquivo referente aos dados de: Videoceratometria_vision_PequenosEixosERotacoes_a100_b200__x640_y360_raioLed7_30graus.png |
-----

Foram encontrados 12 reflexos dos leds na imagem.
Centro da elipse encontrada: 639.8720106401229,359.58246131482883
Semi-eixo 1 (px) : 200.3967473608889
Semi-eixo 2 (px) : 100.00282116998616
Angulo de rotacao (graus) : -30.1724318855026

-----Parametros utilizados no processamento da imagem-----

Nivel de binarizacao 160

Kernel do blur 3

-----

| Arquivo referente aos dados de: Videoceratometria_vision_PequenosEixosERotacoes_a150_b200__x640_y360_raioLed7.png |
-----

Foram encontrados 12 reflexos dos leds na imagem.
Centro da elipse encontrada: 640.1906612611574,360.14764245304127
Semi-eixo 1 (px) : 199.98287195448307
Semi-eixo 2 (px) : 150.1180270454842
Angulo de rotacao (graus) : 0.0014446078884890723

-----Parametros utilizados no processamento da imagem-----

Nivel de binarizacao 160

Kernel do blur 3

-----

```

Figura 13: Dados retornados pelo programa de aferimento das elipses construídas. Fonte: Elaborada pelo autor.

Tal informação nos leva à conclusão de que nosso sistema apresenta fragilidades devido a não uniformidade das imagens adquiridas pois variações externas no momento da captura (luminosidade, posicionamento do olho e ajuste do foco) influenciam em nossos cálculos. Esse problema pode ser contornado com a implementação de um sistema de ajuste de foco e captura automática de imagens que permitiria uma estabilização e maior uniformidade entre as imagens. Além dos fatores vinculados ao sistema de aquisição de imagens, o sistema de iluminação ainda não é ideal pois sua confecção por meio de impressão 3D não garante que os parâmetros geométricos finais sejam iguais aos utilizados nos cálculos de planejamento. Para que haja melhoria em tal sistema, necessitamos de melhores técnicas de manufatura como a usinagem em metal. A partir dessa melhoria estrutural, associado ao controle dos parâmetros utilizados nas funções de tratamento de imagem, esperamos aproximar os resultados de nosso sistema aos

do equipamento comercial.

Seguindo para o exame utilizando o princípio de Scheimpflug, fomos capazes de obter a Figura 14 a partir do processamento de imagem descrito. Vale destacar que tal imagem representa exatamente a porção *C* evidenciada na Figura 1.

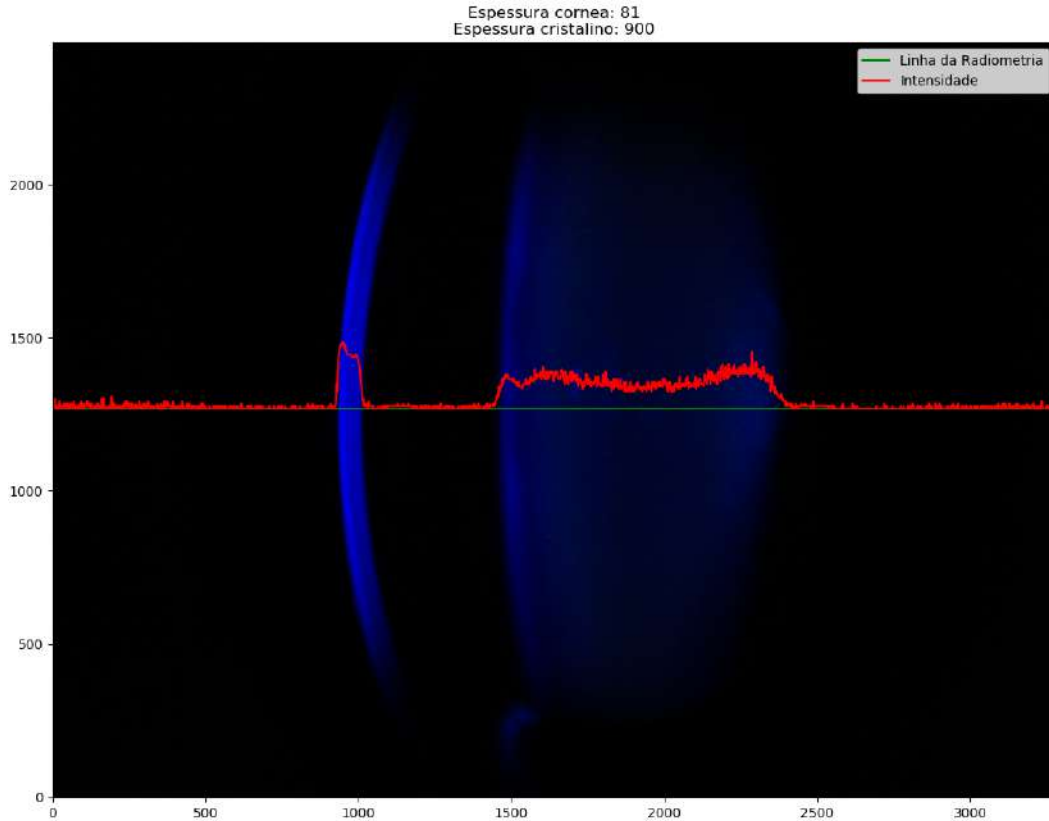


Figura 14: Iluminação e captura de imagem com o sistema montado. Fonte: Elaborada pelo autor.

Os valores das espessuras da córnea e do cristalino podem ser vistos na região superior da Figura 14 e estão explicitados em pixels. A partir da análise de outras imagens semelhantes do mesmo olho examinado, chegamos ao valor de 3.34mm para a espessura do cristalino, parâmetro esse que aferido pelo IOL Master nos retorna o valor de 3.36mm. Quanto a córnea, chegamos ao valor de 0.318mm porém não pudemos comparar essa medida com o biômetro Zeiss uma vez que tal parâmetro não é aferido por esse sistema. Para fins de comparação, o valor médio da espessura da córnea na região apical é de $550 \pm 30\mu m$ variando no intervalo de $479 - 626\mu m$. Nosso valor está situado na mesma ordem de grandeza porém é tido como valor de uma córnea muito fina. Os resultados desse exame não são conclusivos devido à pequena amostragem de imagens o que implica em uma reavaliação futura dessa medida com mais pacientes para melhoria da análise estatística e melhor comparação entre os dois equipamentos.

4 Conclusões e considerações finais

Chegamos a um sistema funcional que permite o aferimento de alguns dos parâmetros utilizados no cálculo da lente intra-ocular utilizada na correção da catarata com valores ainda distantes dos obtidos por um sistema comercial de alto nível. Portanto, chegamos à conclusão de que o rendimento de nosso sistema pode ser melhorado a partir da implementação de métodos que estabilizem a imagem. Entre eles podemos citar o auto foco, captura automática e generalização dos parâmetros do processamento de imagem, que uma vez associados a melhorias estruturais nos sistemas de iluminação e aquisição, implicariam em dados mais uniformes acarretando uma maior repetibilidade dos resultados de cada exame diminuindo a dispersão dos dados e a aproximação dos valores obtidos pelo sistema comercial. Os próximos passos estão vão em direção à implementação desses sistemas assim como a avaliação de um maior número de pessoas para melhoria da estatística e caracterização de nosso protótipo.

Referências

- 1 EYE ANATOMY, Kodak Lens Asia, adptado. Disponível em:
<https://kodaklensasia.com/eye-anatomy>. Acesso em: 10 Novembro 2020.
- 2 RESNIKOFF, S. *et al.* Global data on visual impairment in the year 2002. **Bulletin World Health Organization**, v.82, n.11, p.844-851, 2004. PMID: 15640920.
- 3 VASAVADA, A. Cataract and surgery for cataract. **BMJ**, v.333, n.7559, p.128-132, 2006. DOI:10.1136/bmj.333.7559.128.
- 4 SCHWIEGERLING, J, **Field guide to visual and ophthalmic optics**. [S.l.]: SPIE Digital, 2004. p.42=46. ebook.
- 5 SCHEIMPFLUG principles. Disponível em:
http://en.wikipedia.org/wiki/Scheimpflug_principle. Acesso em: 10 Novembro 2020.