



**UEPB**

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DA PARAÍBA  
CAMPUS VIII, ARARUNA/PB  
CENTRO DE CIÊNCIAS, TECNOLOGIA E SAÚDE  
CURSO DE LICENCIATURA EM FÍSICA**

**JOÉDSON ANDERSON DA SILVA**

**ÓPTICA DA VISÃO: SIMULAÇÃO EXPERIMENTAL DA CORREÇÃO DAS  
AMETROPIAS E ABERRAÇÕES OCULARES UTILIZANDO LENTES ESFÉRICAS  
E CILÍNDRICAS**

**ARARUNA/PB  
2022**

JOÉDSON ANDERSON DA SILVA

**ÓPTICA DA VISÃO: SIMULAÇÃO EXPERIMENTAL DA CORREÇÃO DAS  
AMETROPIAS E ABERRAÇÕES OCULARES UTILIZANDO LENTES ESFÉRICAS  
E CILÍNDRICAS**

Trabalho de Conclusão de Curso (Monografia)  
apresentada à coordenação/ departamento de  
licenciatura em Física da Universidade  
Estadual da Paraíba, como requisito parcial à  
obtenção do título de licenciado em Física.

**Área de concentração:** Física.

**Orientador:** Prof. Dr. Mário César Soares Xavier.

**ARARUNA/PB  
2022**

É expressamente proibido a comercialização deste documento, tanto na forma impressa como eletrônica. Sua reprodução total ou parcial é permitida exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, desde que na reprodução figure a identificação do autor, título, instituição e ano do trabalho.

S586o Silva, Joedson Anderson da.  
Óptica da visão [manuscrito] : simulação experimental da correção das ametropias e aberrações oculares utilizando lentes esféricas e cilíndricas / Joedson Anderson da Silva. - 2022.  
40 p. : il. colorido.  
  
Digitado.  
Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Física) - Universidade Estadual da Paraíba, Centro de Ciências, Tecnologia e Saúde, 2023.  
"Orientação : Prof. Dr. Mário César Soares Xavier ,  
Coordenação do Curso de Física - CCTS."  
1. Física. 2. óptica. 3. Lentes. I. Título  
21. ed. CDD 530

JOÉDSON ANDERSON DA SILVA

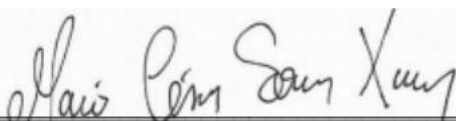
**ÓPTICA DA VISÃO: SIMULAÇÃO EXPERIMENTAL DA CORREÇÃO DAS  
AMETROPIAS E ABERRAÇÕES OCULARES UTILIZANDO LENTES ESFÉRICAS  
E CILÍNDRICAS**

Trabalho de Conclusão de Curso (Monografia)  
apresentada à coordenação/ departamento de  
licenciatura em Física da Universidade  
Estadual da Paraíba, como requisito parcial à  
obtenção do título de licenciado em Física.

**Área de concentração:** Física.

Aprovada em: 14 / 12 / 2022.

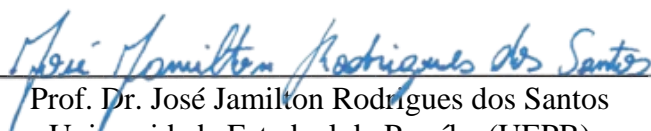
**BANCA EXAMINADORA**



Prof. Dr. Mário César Soares Xavier (Orientador)  
Universidade Estadual da Paraíba (UEPB)



Prof. Me. Robson Vieira Silva  
Universidade Estadual da Paraíba (UEPB)



Prof. Dr. José Jamilton Rodrigues dos Santos  
Universidade Estadual da Paraíba (UEPB)

A minha mãe, pela dedicação, apoio, amizade e  
determinação. DEDICO.

## **AGRADECIMENTOS**

À minha espiritualidade pelo amparo, incentivo e fortalecimento, resultando na realização de meu objetivo.

À meus familiares pelo incentivo e constante motivação, onde devo a eles tudo o que me tornei hoje, principalmente a minha mãe.

Aos amigos que sempre tiveram palavras e aconselhamentos positivos e motivadores.

À amigos específicos como Fabíola Gonzaga, Erivânia Silva e Aldaisa Galdino por todo o companheirismo, cumplicidade e amizade no decorrer da trajetória, onde foram peças fundamentais em minha vida, contribuindo para a permanência e conclusão do curso.

Aos amigos Josenaldo Ribeiro, Eduarda Feliciano, Acson Clementino e Fagne Fernandes por todo o auxílio e contribuição na elaboração e correção deste trabalho.

Ao grupo fotônica por ter dado espaço físico, ferramentas e oportunidade em trabalhar com essa temática.

Aos professores Mário César Soares Xavier (Orientador), Christian Tolentino e Robson Vieira por todo o tempo disponibilizado para as orientações e correções do trabalho e por terem aceitado o desafio proposto neste trabalho, ajudando-me a construí-lo e concluí-lo.

“Sua visão se tornará clara somente quando você olhar para dentro do seu coração. Quem olha para fora, sonha. Quem olha para dentro, acorda.”

Carl Gustav Jung

## RESUMO

A óptica é um ramo da física voltada para a análise do comportamento da luz ao interagir com meios externos. No que se refere a essa interação, a luz pode sofrer fenômenos como reflexão, refração, difração e interferência. Em nosso estudo, estamos interessados apenas no fenômeno da refração, em especial, superfícies dióptricas como lentes, por exemplo. Foram analisadas por meio da simulação experimental, as ametropias oculares, em específico, miopia, hipermetropia, astigmatismo e ceratocone, e a correção de tais ametropias por meio da aplicação de lentes esféricas e cilíndricas. O enfoque do trabalho foi ampliar as discussões acerca das aberrações oculares como o ceratocone que, por sua vez, se caracteriza com uma deformação corneana. Logo, buscamos verificar diferentes combinações de lentes com o intuito de obter a melhor configuração que corrigisse essas aberrações. Por fim, calculamos o poder dióptrico de córneas diagnosticadas com uma aberração ocular e com isso construir uma lente que satisfizesse aos padrões da irregularidade apresentadas pela deformação corneana. Depois comparamos o resultado obtido com o valor apresentado pela literatura. Foi possível obter êxito nas correções com a abordagem experimental que optamos por trabalhar. Mesmo com limitações em recursos, obtemos resultados satisfatórios e próximos em relação à literatura oftálmica e científica.

**Palavras-Chave:** Óptica da visão. Correção de ametropias. Aberrações oculares.



## ABSTRACT

Optics is the branch of Physics concerned with the analysis of light's behavior when interacting with external mediums. With regard to this interaction, light can suffer phenomena such as reflection, refraction, diffraction, and interference. In our study we are only interested in the phenomenon of refraction, especially on dioptric surfaces like lenses, for instance. Were analyzed through experimental simulation, ocular ametropies, specifically myopia, farsightedness, astigmatism, and keratoconus, and the correction of such ametropies through the application of spherical and cylindrical lenses. The focus of this work was to amplify the discussions about ocular aberrations like keratoconus which, on its turn, is characterized as a corneal deformation. Therefore, we seek to verify different lens combinations aiming to obtain the best configuration to correct those aberrations. At last, we have calculated the dioptric power of corneas diagnosed with an ocular aberration and with that build a lens which could satisfy the irregularities' patterns displayed by the corneal deformation. Afterwards we have compared the results obtained with the values recorded on literature. Have achieved success in corrections with the experimental approach we have chosen to work with. Even with limited resources, we have obtained satisfactory results and close to the ophthalmic and scientific literature.

**Keywords:** Vision Optics. Ametropies' correction. Ocular aberrations.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

<b>Figura 1:</b> Refração da luz (a) do ar para a água e (b) da água para o ar.....	13
<b>Figura 2:</b> (a) Lente convexa convergindo os raios de luz e (b) Lente côncava divergindo os raios de luz.....	15
<b>Figura 3:</b> (a) Lente convexa divergindo os raios de luz; (b) Lente côncava convergindo os raios de luz .....	15
<b>Figura 4:</b> (a) Lentes Convexas e (b) Lentes Côncavas.....	16
<b>Figura 5:</b> Comportamento óptico da lente cilíndrica.....	16
<b>Figura 6:</b> Comparação do olho humano com a câmera fotográfica .....	19
<b>Figura 7:</b> Elementos que constitui o globo ocular.....	20
<b>Figura 8:</b> Medidas de índice de refração e raios de curvatura.....	20
<b>Figura 9:</b> (a) Formação de imagem no olho humano e (b) formação de imagem na câmera fotográfica.....	21
<b>Figura 10:</b> Córnea Ocular .....	22
<b>Figura 11:</b> Aberração x Diâmetro pupilar .....	23
<b>Figura 12:</b> (a) Visão normal e (b) Visão míope .....	24
<b>Figura 13:</b> (a) Visão normal e (b) Visão hipermetrópe .....	25
<b>Figura 14:</b> (a) Visão normal e (b) Visão astigmática .....	26
<b>Figura 15:</b> (a) Visão normal e (b) Visão com ceratocone .....	26
<b>Figura 16:</b> Índice de refração x Diâmetro pupilar .....	27
<b>Figura 17:</b> Setup Experimental. (a) barramento para banco óptico; (b) lanterna de luz policromática; (c) multidiafragma; (d) lente convergente plano convexa de 8 dioptrias; (e) lente convergente plano convexa de 4 dioptrias; (f) painel óptico com disco de Hartl; (g) painel “defeitos da visão”.....	28
<b>Figura 18:</b> Lentes e dióptros. (h) dióptro biconvexo; (i) dióptro plano-convexo; (j) dióptro bicôncavo; (k) dióptro plano-côncavo; (l) dióptros de diferentes espessuras. ....	29
<b>Figura 19:</b> Painel “defeitos da visão”: (i) olho hipermetrópe; (ii) olho emétrepe; e (iii) olho míope. ....	29
<b>Figura 20:</b> (a) Olho míope e (b) Correção da miopia.....	31
<b>Figura 21:</b> (a) Olho hipermetrópe e (b) Correção da hipermetropia .....	31
<b>Figura 22:</b> (a) Olho astigmático e (b) Correção do Astigmatismo.....	32
<b>Figura 23:</b> (a) Olho com astigmatismo miópico e (b) Correção .....	34
<b>Figura 24:</b> Ceratometria Simulada .....	36

## SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	10
2	BREVE REVISÃO DA ÓPTICA GEOMÉTRICA.....	12
2.1	Refração da luz.....	12
2.2	Lentes esféricas e comportamento óptico.....	14
2.3	Lentes Cilíndricas.....	16
2.4	Equações aplicadas às lentes esféricas.....	17
2.4.1	<i>Equação dos pontos conjugados (ou Equação de Gauss)</i> .....	17
2.4.2	<i>Equação do aumento linear e transversal (A)</i> .....	17
2.4.3	<i>Vergência</i> .....	18
2.4.4	<i>Equação dos fabricantes de Lentes</i> .....	18
3	ÓPTICA DA VISÃO (O OLHO HUMANO).....	19
3.1	Processos da visão e formação de imagens.....	21
3.2	A córnea ocular.....	22
3.3	Poder dióptrico.....	22
4	AMETROPIAS E ABERRAÇÕES OCULARES.....	24
4.1	Miopia.....	24
4.2	Hipermetropia.....	25
4.3	Astigmatismo.....	25
4.4	Ceratocone.....	26
5	PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL.....	28
6	RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	30
6.1	Problemática 1: Correção de miopia.....	30
6.2	Problemática 2: Correção da hipermetropia.....	31
6.3	Problemática 3: Correção do astigmatismo.....	32
6.4	Problemática 4: descrição e tratamento do ceratocone.....	33
6.5	Problemática 5: Cálculo do poder dióptrico para uma córnea emétrepe.....	34
6.6	Problemática 6: Cálculo do poder dióptrico para uma córnea deformada.....	36
7	CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	38
	REFERÊNCIAS.....	39

## 1 INTRODUÇÃO

Na óptica geométrica, o objeto de estudo está voltado para as características da propagação da luz e sua interação com os meios materiais. Uma das aplicações da óptica, e que inclusive nos é muito válido, seria a interação da luz em superfícies dióptricas, isto é, superfícies formadas por dois meios distintos (WALKER, 2009). Tais superfícies atuam como um instrumento óptico, caracterizando-se pela ampliação e detalhamento das imagens. No nosso caso, em específico, pretendemos analisar o comportamento das lentes esféricas e cilíndricas no tratamento aos defeitos de visão, também chamados de ametropias oculares. Logo, nosso referencial se volta a óptica da visão, verificando os processos da visão humana, as irregularidades e possíveis correções por meio das lentes.

O processo da visão humana não se trata apenas de um fenômeno físico, mas também biológico, o qual consiste na captação da luz por meio da córnea, acomodação dessa intensidade luminosa pelo cristalino e íris, formação da imagem por meio retina do globo ocular e, por fim, interpretação dessa imagem no cérebro, encaminhada pelo nervo óptico (BUENO, 2012). Ao tratarmos do mecanismo ocular, normalmente usamos uma analogia com a câmera fotográfica, pois, ela possui um funcionamento semelhante, de captação, acomodação e formação de imagem, habilitado a distinguir as diferentes cores e tonalidades dos objetos (RIBEIRO, 2010).

O procedimento de formação de imagem não é inerente a apenas um situação, isto é, o olho emétrepe possui um comportamento singular apresentando anteriormente, porém um olho amétrepe é relativo a uma diversidade de fatores. A formação de imagens em um olho amétrepe caracteriza irregularidades na nitidez da imagem, ocasionado pelo aumento ou redução diâmetro do globo ocular ou da córnea ocular (BUENO, 2012). Essas irregularidades derivam uma necessidade em aplicar métodos corretivos, com o intuito de conter a evolução gradativa dessas ametropias. Portanto, essa será nossa problemática no decorrer do presente trabalho, identificar os aspectos físicos das ametropias e buscar formas de corrigí-las, ignorando os métodos invasivos como os anéis intracorneanos, por exemplo, ou cirúrgicos.

Diante desse contexto que nos motivamos a estudar a óptica geométrica aplicada a visão humana, em especial, aos casos da visão humana associado à hipermetropia, míopia, astigmatismo e ceratocone. Para isso traçamos nossos objetivos para o desenvolvimento desse trabalho: simular experimentalmente a configuração das ametropias, miopia, hipermetropia, astigmatismo e ceratocone, tal como suas correções por meio do uso de lentes esféricas e/ou cilíndricas; descrever os aspectos físicos das ametropias e as causas do diagnóstico, tal como o

mecanismo de formação de imagens de um globo ocular portador de ametropia; e calcular o poder dióptrico de uma córnea não esférica, comparando esse resultado com a literatura.

Nosso trabalho está organizado em 7 seções. São elas:

Seção 2: breve revisão acerca da natureza da luz, desde a teoria corpuscular e ondulatória até as contribuições que surgiram posteriormente com o advento de ambas as teorias. Nesta seção discutiremos nosso referencial teórico voltado as lentes esféricas e cilíndricas, tal como as equações que norteiam a óptica geométrica e os instrumentos ópticos;

Seção 3: Em seguida, discutiremos a respeito da óptica da visão explorando a estrutura do globo ocular e descrevendo os principais elementos responsáveis pela processo da formação de imagens. Além disso, conceituaremos o termo poder dióptrico e sua relação com nossa problemática voltada as aberrações oculares;

Seção 4: Conceituaremos os aspectos físicos de ametropias e aberrações oculares, tal como os fatores que ocasionam o defeito de visão. Nesta seção de ametropias e aberrações oculares, focamos em 2 (duas) ametropias e 2 (duas) aberrações. As ametropias serão a miopia e hipermetropia, enquanto as aberrações serão o astigmatismo e o ceratocone;

Seção 5: Finalmente, explicaremos o procedimento experimental adotado para alcançar nossos objetivos e os equipamentos utilizados;

Seção 6: Seguindo, discutiremos os resultados que foram obtidos pela prática experimental e pela pesquisa literária, mostrando toda a realização de nosso trabalho;

Seção 7: Por fim, faremos nossas considerações finais a respeito de todo o trabalho realizado e as sugestões de utilização do trabalho ou da temática em questão.

## 2 BREVE REVISÃO DA ÓPTICA GEOMÉTRICA

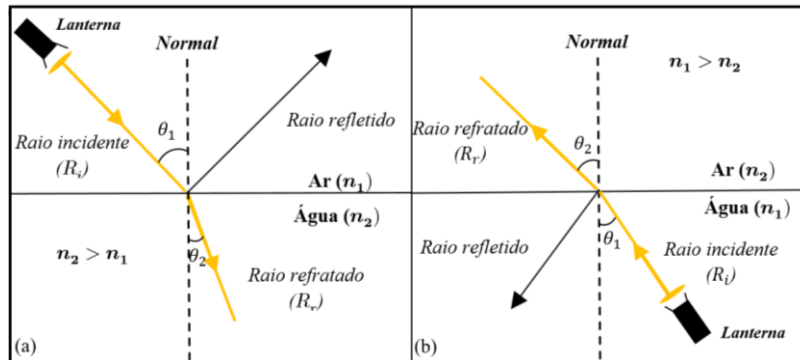
Desde a antiguidade se busca a compreensão acerca da natureza da luz, onde em 1666 Isaac Newton, físico e matemático inglês, sistematiza com a proposta da teoria corpuscular, defendendo que a luz seria um conjunto de partículas emitidas de uma fonte, as quais seriam responsáveis pela transmissão de energia, podendo sofrer os fenômenos de refração e reflexão (TIPLER, 2009). Newton analisou a incidência da luz solar em um prisma, onde veio ocorrer o fenômeno da dispersão, isto é, a luz se decompondo em 7 comprimentos de onda distintos e perceptíveis a olho nu. Com o intuito de definir a natureza da luz, a literatura nos evidencia um embate entre a teoria corpuscular e ondulatória, onde a ondulatória foi a teoria defendida por Christiaan Huygens em 1678, acreditando que a luz teria um comportamento ondulatório. Huygens, físico e astrônomo neerlandês, também acreditava que a luz poderia sofrer reflexão e refração, o que atribui relevância ao índice de refração (HALLIDAY, 2009). Ambas as teorias tiveram contribuições de outros pesquisadores e cientistas, como Thomas Young (1801), físico e médico britânico, que comprovou o comportamento ondulatório da luz e o fenômeno de interferência através do experimento de dupla fenda, e, Augustin Fresnel (1815), um físico francês que definiu o fenômeno de difração da luz pela teoria ondulatória (TIPLER, 2009). Com os estudos de Max Planck acerca da quantização, o físico teórico alemão Albert Einstein consegue definir o conceito de fótons e o efeito fotoelétrico em 1905. Por volta de 1923, o físico francês Louis De Broglie sugere a hipótese de que as partículas também poderiam se comportar como onda, onde qualquer partícula subatômica poderia sofrer os mesmos fenômenos da teoria ondulatória (ROSA, 2004). Nesta concepção, em 1928 Niels Bohr, um físico dinamarquês cujos trabalhos influenciaram a área atômica, enuncia o princípio da complementaridade, onde assevera que a natureza da matéria é dual e que, os aspectos corpuscular e ondulatório não se contrariam, mas se complementam (RODRIGUES, 2016). Em meados do século XIX, o físico e matemático escocês James Clerk Maxwell contribui com uma concepção acerca do comportamento da luz, onde essa seria um tipo de onda eletromagnética possuindo a interação do campo elétrico com o campo magnético de forma perpendicular entre si, fundamentando os estudos do Eletromagnetismo e da Óptica (HALLIDAY, 2009).

### 2.1 Refração da luz

Se compreende a refração da luz como um fenômeno óptico caracterizado pela alteração da velocidade da luz ocasionado pela mudança do meio de propagação. No processo de refração

a frequência da luz não se altera, ou seja, permanece constante sempre, porém nota-se modificação no comprimento de onda. Logo, se a velocidade de propagação da luz diminui, seu comprimento de onda tende a aumentar, e vice-versa. É possível analisar uma situação específica considerando o ar e a água como meios interagentes, na Fig. (1).

**Figura 1:** Refração da luz (a) do ar para a água e (b) da água para o ar.



Fonte: Autor, 2022

Os índices de refração da água e do ar são diferentes  $n_{ar} \neq n_{\acute{a}gua}$ , onde  $n_{ar} < n_{\acute{a}gua}$ . Devido a essa diferença, quando luz se propaga do ar para a água notaremos, como está ilustrado na Fig. (1a), que o raio de luz refrata na direção da normal. Ao refratar, sua velocidade de propagação será menor. Isso porque a luz se propagou de um meio menos refringente para um mais refringente,  $n_{ar} < n_{\acute{a}gua}$ . Por outro lado, na Fig. (1b) podemos observar a situação inversa, isto é, o raio de luz se propagando da água para o ar. Neste caso, a velocidade aumenta. Isto ocorre porque a luz está partindo de um meio mais refringente para um menos refringente,  $n_{\acute{a}gua} > n_{ar}$ .

A refringência de um certo meio está associada diretamente ao índice de refração, o qual é característico deste meio. Esse índice de refração desempenha um papel fundamental na ótica geométrica, e podemos expressá-lo pela razão entre a velocidade da luz no vácuo e a velocidade da luz no meio (YOUNG E FREEDMAN, 2016), ou seja,

$$n = \frac{c}{v} \quad (1)$$

onde  $c$  é velocidade da luz no vácuo e  $v$  é a velocidade da luz no meio.

Logo, podemos notar que para ocorrer o fenômeno de refração é necessário que a luz se propague em dois meios distintos. Sendo assim, prosseguiremos analisando a refração da luz

em superfícies diópticas, ou seja, superfícies formadas por dois meios sobrepostos como é o caso das lentes esféricas.

Quando a luz incide sob uma superfície dióptica e transparente, parte dela é refletida e a outra parcela é refratada, originando um ângulo com a normal, como mostra a Fig. (1). Quando  $n_1 > n_2$ , o ângulo de refração  $\theta_2$  será maior que o ângulo de incidência  $\theta_1$ , ocasionando no afastamento do raio luminoso à reta normal, Fig. (1b). Por outro lado, quando  $n_2 > n_1$ , o ângulo de refração  $\theta_2$  será menor que o ângulo de incidência  $\theta_1$ , ocasionando na aproximação do raio luminoso à reta normal, Fig. (1a). A partir da medição dos ângulos incidentes e de refração em meios com distintas refringências, é possível deduzir uma relação matemática expressa por:

$$n_1 \text{sen} \theta_1 = n_2 \text{sen} \theta_2 \quad (2)$$

Onde  $n_1$  e  $n_2$  são os índices de refração do meio 1 e 2, enquanto  $\theta_1$  e  $\theta_2$  são os ângulos incidente e refratado. Essa relação matemática é chamada de lei de Snell.

Sabendo que o índice de refração é próximo a 1, e que em muitos casos a luz parte do ar para um meio mais refringente, descrevemos a fórmula para refração da luz partindo do ar como:

$$n_{\text{meio}} = \frac{\text{sen} \theta_{\text{ar}}}{\text{sen} \theta_{\text{meio}}} \quad (3)$$

Onde,  $\theta_{\text{ar}}$  é o ângulo incidente e  $\theta_{\text{meio}}$  é o ângulo refratado.

## 2.2 Lentes esféricas e comportamento óptico

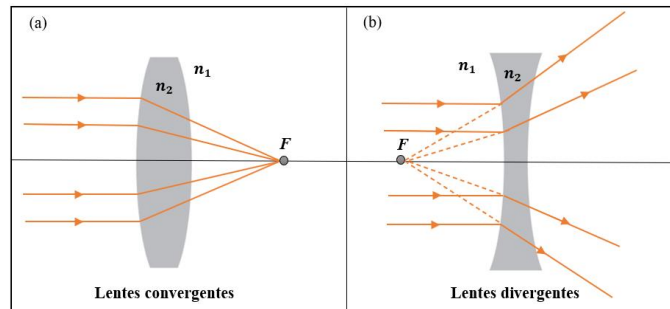
Lentes esféricas são sistemas ópticos homogêneos e transparentes constituído por suas superfícies refratoras (WALKER, 2009). O índice de refração das lentes alteram a direção da propagação dos raios de luz, permitindo que se forme tanto imagens reais quanto imagens virtuais. Além disso, as lentes esféricas são capazes de defletir os raios de luz, propriedade chamada de vergência ou dioptria, ou seja, o grau da lente (BUENO, 2012).

A lente esférica é uma associação de dois dioptrós (sistemas formados por dois meios homogêneos e transparentes), sendo um necessariamente esférico e outro podendo ser plano ou também esférico (NEWTON et al, 2007). Em termos de classificação, as lentes podem ser côncavas e/ou convexas. Geralmente, as lentes do tipo convexa tendem a convergir os raios de



luz, como está representado na Fig. (2a). Já as lentes do tipo côncavas tendem a divergir os raios de luz, como mostra a Fig. (2b).

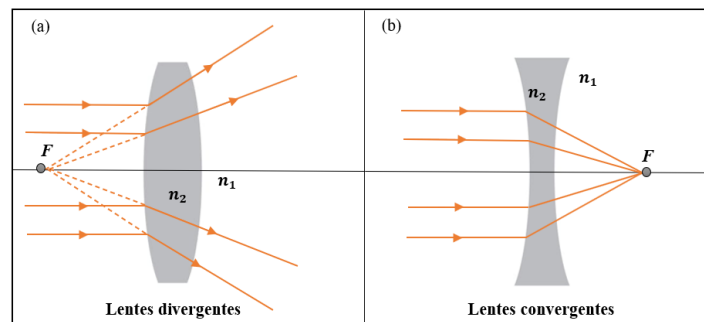
**Figura 2:** (a) Lente convexa convergindo os raios de luz e (b) Lente côncava divergindo os raios de luz



**Fonte:** Autor, 2022

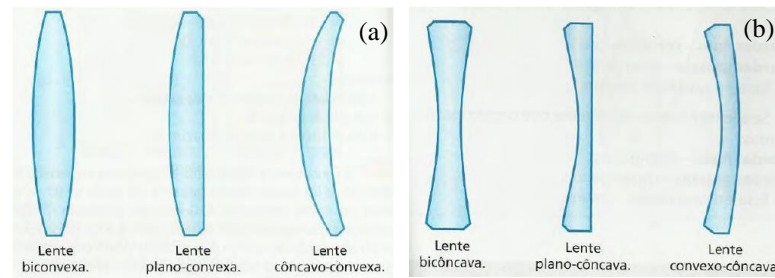
O que de fato define a convergência ou divergência de uma lente é o meio no qual ela está inserida e a espessura da lente (GREF, 2005). No caso das lentes côncavas, caracterizadas por bordas grossas, possuem um comportamento divergente se o meio no qual está inserida for o ar ( $n_2 > n_1$ ), Fig. (2b). Já no caso das lentes convexas, caracterizadas por bordas finas, possuem um comportamento convergente se também estiverem inseridas no ar (WALKER, 2009; BUENO, 2012), como mostra a Fig. (2a). Por outro lado, se o meio no qual a lente estiver inserida for mais refringente ( $n_1 > n_2$ ), isto é, possui um índice maior que o da lente, teremos um comportamento inverso, ou seja, se for uma lente convexa, os raios tenderão a divergir, Fig. (3a), mas se forem côncavas, então, tenderão a convergir, Fig. (3b).

**Figura 3:** (a) Lente convexa divergindo os raios de luz; (b) Lente côncava convergindo os raios de luz



**Fonte:** Autor, 2022

Dado as características das lentes ao interagir com a luz, nos falta discutir com respeito ao formato delas. Em outras palavras, o formato de uma lente convexa e/ou côncava. A Fig. (4) nos mostra que há três tipos de lente convexas, Fig. (4a), e três da côncavas, Fig. (4b).

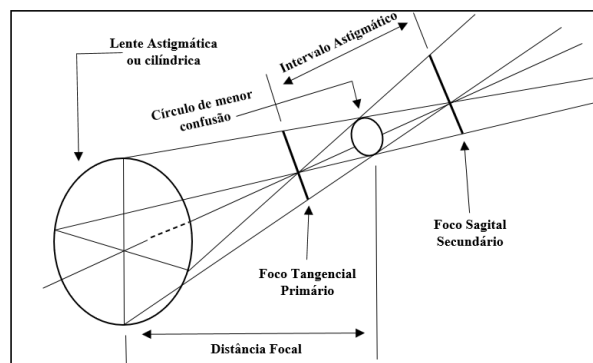
**Figura 4:** (a) Lentes Convexas e (b) Lentes Côncavas

**Fonte:** Newton et al (2007)

Logo, a divergência e convergência das lentes depende de sua forma e da distinção entre seu índice de refração e o índice de refração do meio que está inserida.

### 2.3 Lentes Cilíndricas

A lente cilíndrica possui a característica de focalizar os raios de luz em uma linha retilínea paralela que intercepta eixo longitudinal e um plano tangencial (DUARTE, 1996), Fig. (5), assim, ela pode ser compreendida como uma associação de lentes côncavas e convexas, em especial, a plano-côncava e a plano-convexa. Logo, há uma conjugação de lentes positivas com lentes negativas, possuindo tanto um comportamento convergente no decorrer dessa linha paralela, quanto uma divergência dos raios.

**Figura 5:** Comportamento óptico da lente cilíndrica

**Fonte:** Autor, 2022

Portanto, as lentes cilíndricas são, comumente, usadas no tratamento de aberrações oculares, pois se tratam de casos onde a imagem é focalizada em diferentes direções simultaneamente, ocasionando a necessidade de convergência de raios para pontos situados

posterior à retina e, no mesmo instante, necessitam de divergência de raios para pontos situados anterior à retina. Na Fig. (5) é possível perceber dois pontos de focalização chamados de foco tangencial primário, resultante da convergência de raios provindos do meridiano horizontal da lente (meridiano tangencial), e o segundo ponto chamado de foco sagital secundário, resultante da convergência dos raios provindos do meridiano vertical da lente (meridiano sagital).

A análise dos eixos astigmáticos de uma córnea permite a detecção de anomalias ou aberrações oculares, e essa análise possibilita a construção de lentes cilíndricas capazes de corrigir essa anomalia, sendo necessário a configuração exata dos meridianos tangencial e sagital que comporte as características irregulares da córnea em estudo.

O caso simulado na Fig. (5) é chamado de coma, ao qual os raios luminosos partem de um ponto fora do eixo da lente e passam pelo perímetro da lente, onde serão focados em um anel deslocado radialmente dos focos tangencial e sagital que passam no centro óptico da lente. A imagem que se observa tem a forma de uma cauda cometária.

## 2.4 Equações aplicadas às lentes esféricas

Nesta seção serão apresentadas as equações da óptica geométrica referentes ao cálculo dos espelhos e lentes esféricas. Também apresentaremos a equação utilizada na produção de lentes.

### 2.4.1 Equação dos pontos conjugados (ou Equação de Gauss)

Podemos definir a Equação de Gauss como um estudo analítico das imagens formadas por lentes e espelhos esféricos com a finalidade de obter a distância focal ou as abscissas da imagem/objeto (TIPLER E MOSCA, 2009). A expressão matemática consiste em:

$$\frac{1}{f} = \frac{1}{p} + \frac{1}{p'} \quad (4)$$

onde  $p$  é distância do objeto a lente,  $p'$  é a distância da imagem a lente.

### 2.4.2 Equação do aumento linear e transversal (A)

O aumento linear, de acordo com NEWTON et al (2007), é uma grandeza responsável por fornecer a classificação da imagem a partir da razão entre o tamanho da imagem e o tamanho

do objeto em valor algébrico. Por meio do aumento linear é possível classificar uma imagem como sendo direita ou invertida. No caso em que ele seja positivo, a imagem será direta. Porém, sendo negativo, a imagem será invertida. O aumento é calculado pela razão entre a abscissa do objeto,  $p$ , e a abscissa da imagem,  $p'$ , ou seja

$$A = \frac{-i}{o} = \frac{p'}{p} = \frac{\text{ordenada da imagem}}{\text{ordenada do objeto}} \quad (5)$$

onde  $i$  é o tamanho da imagem e  $o$  o tamanho do objeto.

### 2.4.3 Vergência

A vergência é uma grandeza responsável pela quantificação da capacidade que as lentes possuem de desviar os raios luminosos, em outras palavras, se trata do grau atribuído a essas lentes e espelhos (BUENO, 2012). A unidade de medida da vergência, pelo Sistema Internacional de Medidas (SI), é a dioptria (di) ou  $m^{-1}$ , e a equação é dada por:

$$V = \frac{1}{f} \quad (6)$$

Nas lentes convergentes, o foco e a vergência são maiores que zero, indicando que os focos são reais, e nas divergentes são menores que zero, indicando focos virtuais.

### 2.4.4 Equação dos fabricantes de Lentes

A equação dos fabricantes de lentes é utilizada para calcular o grau de uma lente esférica, tal como a geometria desta lente (BUENO, 2012). Essa equação relaciona a vergência, os índices de refração do meio e da lente, os raios de curvatura tanto das faces internas quanto externas e a distância focal,

$$\frac{1}{f} = \left( \frac{n_{\text{lente}}}{n_{\text{meio}}} - 1 \right) \left( \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \right) \quad (7)$$

onde  $n_{\text{lente}}$  é índice de refração da lente,  $n_{\text{meio}}$  é o índice de refração do meio que a lente está inserida,  $R_1$  e  $R_2$  são os raios de curvatura da primeira e segunda superfície.

### 3 ÓPTICA DA VISÃO (O OLHO HUMANO)

O olho humano se assemelha a uma câmera fotográfica constituída de um sistema de lentes representados pela córnea e cristalino no olho, de um diafragma variável representado pupila e um anteparo fotossensível (sensor) representado pela retina (GREF, 2005).

Portanto, podemos entender as câmaras fotográficas como extensões mecânicas do olho humano, que é um órgão adaptado para captar essa energia radiante tanto em quantidade como em qualidade, isto é, ela tem a capacidade de recepcionar os comprimentos de onda característicos de cada cor e codifica-los, distinguindo assim objetos claros de escuros e de cores diferentes. A isso chamamos de visão cromática (visão das cores). Já no caso da fotografia, a visão cromática dependerá do material sensível utilizado. (RIBEIRO, 2010, p.38)

Podemos perceber essa assimilação entre o olho humano e a câmera fotográfica na Fig. (6).

**Figura 6:** Comparação do olho humano com a câmera fotográfica



Fonte: Nizar, 2022

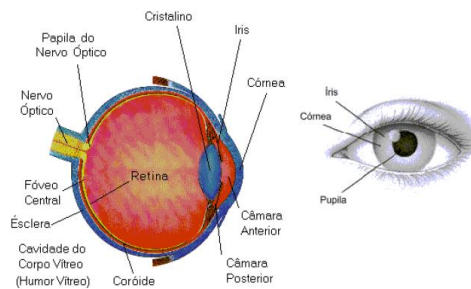
Um olho saudável, sem a presença de algum defeito de visão ou deformação, é chamado de emétrepe. Logo, veremos os principais elementos responsáveis pela formação de imagens em um olho emétrepe.

- Córnea e cristalino: após a incidência dos raios de luz, a córnea e o cristalino são os responsáveis por desviarem e focalizarem esses raios para que haja a formação de imagem. Lembrando que, o cristalino é uma lente natural do olho classificada como convergente, ou seja, seus raios se encontram em um único ponto chamado de retina.

- **Retina:** Responsável pela formação de imagens, atua como uma espécie de tela. A retina é constituída por células fotossensíveis chamadas de cones e bastonetes, responsáveis pela interpretação dos raios luminosos e impulsos elétricos que são direcionados pelo nervo óptico até o cérebro.
- **Pupila:** Responsável pelo monitoramento da quantidade de luz que incide no olho. Quando há excesso de luz, ela tende a contrair; quando há escassez de luz, ela tende a dilatar. Essa variação é causada pelos músculos da íris, parte que corresponde a coloração dos olhos.

O cristalino é moldável, ou seja, possui a capacidade de deformar seu formato pela ação dos músculos ciliares (NEWTON et al, 2007). Essa deformação é chamada de acuidade visual. A Fig. (7) ilustra a anatomia e fisiologia do olho humano.

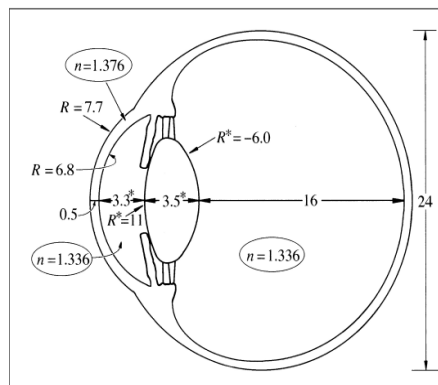
**Figura 7:** Elementos que constitui o globo ocular



**Fonte:** Fátima Ramos, 2001

A estrutura do globo ocular é constituída de diferentes camadas, como a córnea anterior e posterior. Cada uma delas possui um índice de refração diferente. Santos (2004) calculou os valores dos índices de refração de cada elemento do globo, dos raios de curvatura da córnea e do cristalino. Como podemos observar na Fig. (8).

**Figura 8:** Medidas de índice de refração e raios de curvatura



**Fonte:** Santos (2004)

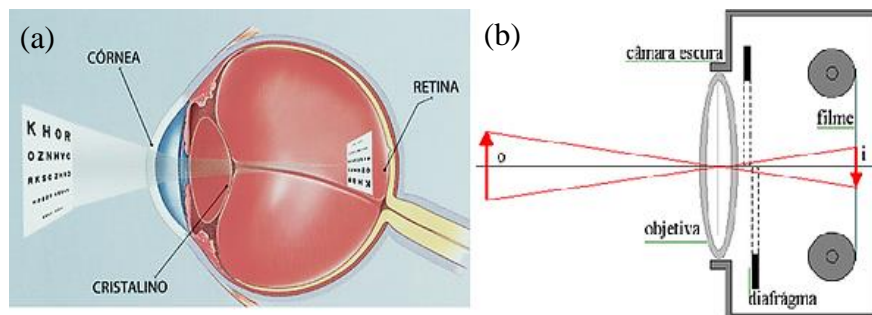
Os índices de refração apresentados na Fig. (8) são de ordem teórica, porém são valores extremamente próximos adquiridos por recursos experimentais, em específico por topografias e mapas axiais e tangenciais do globo ocular, equipamentos utilizados pela oftalmologia para adquirir informação e resultados acerca do formato, espessura, densidade, pressão arterial e índices de refração (SANTOS, 2004).

### 3.1 Processos da visão e formação de imagens

Os raios se deparam, primeiramente, com o sistema córnea cristalino que, por sua vez, refratam os raios atingindo o humor aquoso. Esse humor aquoso é um líquido produzido pelos músculos ciliares para nutrir a córnea e o cristalino (GREF, 2005). Depois que a íris monitora a quantidade de luz incidente, os raios são convergidos para a retina que se encontra no final do globo ocular, onde se formarão as imagens. Os músculos ciliares, por sua vez, possuem a função de acomodação do cristalino, isto é, a lente natural ocular é moldável, necessitando comprimir-se ou relaxar sua musculatura para visualização de objetos que estejam situados a longas ou curtas distâncias, e essa habilidade de compressão e relaxamento é responsável pelos músculos ciliares.

A Fig. (9) ilustra a formação de imagens na retina ocular, as quais podem ser classificadas como reais e invertidas. Após a captação dos raios, a informação é direcionada por impulsos elétricos partindo do nervo óptico e chegando até o cérebro, que por sua vez, interpretará a imagem em sua posição original (NEWTON et al, 2007).

**Figura 9:** (a) Formação de imagem no olho humano e (b) formação de imagem na câmera fotográfica



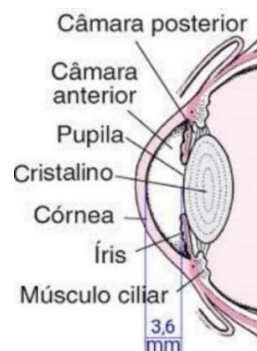
Fonte: Sousa (2015)

Agora que conhecemos a estrutura do globo ocular e o mecanismo de formação de imagens, seguiremos nossos estudos com a análise da córnea, aproximando-nos dos objetivos traçados, onde abordaremos as aberrações oculares originadas pela má formação da córnea.

### 3.2 A córnea ocular

A córnea é um tecido transparente localizada na parte frontal do globo ocular, sendo responsável por captar a incidência dos raios de luz e direcioná-los à retina. A córnea pode ser entendida por uma divisória, onde classificamos como córnea anterior e córnea posterior, como ilustra a Fig. (10). Ambas possuem características diferentes no que se refere a espessura, índice de refração e raio de curvatura. A córnea anterior possui um índice de refração 1,37 com um raio de curvatura igual a 7,70 e espessura, aproximadamente, 12,60 mm. Já a córnea posterior possui um índice de refração 1,33 com um raio de curvatura igual a 6,80 e espessura, aproximadamente, 11,70 mm (SANTOS, 2004). Porém, os índices de refração da córnea podem variar a medida que ela venha adquirir uma deformação e interaja com um outro meio externo, como o ar.

**Figura 10:** Córnea Ocular



**Fonte:** S. Mogo, 2020

Os valores referidos acima descrevem uma córnea totalmente esférica e sem a presença de um possível defeito de visão, pois, com a alteração desses índices de refração temos a sinalização para a presença de uma doença deformativa da córnea ocular.

### 3.3 Poder dióptrico

No processo de formação da imagem por um sistema dióptrico (formado por dois meios), a lente possui a capacidade de refratar os raios luminosos provindos do ponto-objeto. Essa capacidade é chamada de poder refrativo ou poder dióptrico, que seria a medida do grau da lente ou da córnea (FERNANDES, 2004). É possível obter esse poder dióptrico para a córnea ocular, tendo em vista seu comportamento de refratar os raios luminosos.



A córnea possuindo um índice variável a medida que modifique seu formato, se torna possível calcular esse poder dióptrico em função de sua curvatura. Enquanto o raio de curvatura é inerente à superfície curva, o poder dióptrico de uma lente, ou da córnea ocular, é uma composição não só do raio de curvatura, mas também do índice de refração do meio em que está inserida (PELTIER, 2017).

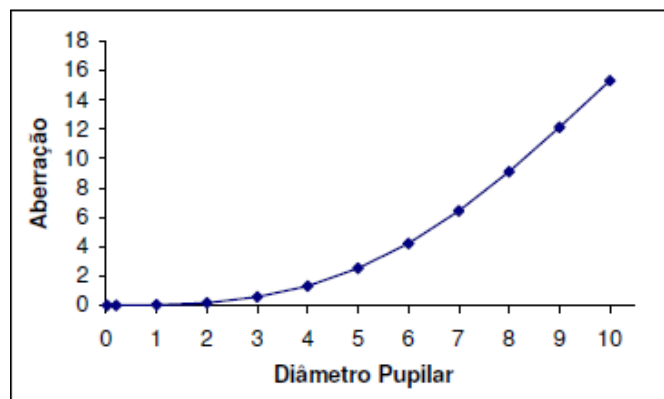
Portanto, para calcularmos o poder dióptrico (P) de uma córnea ocular em termos de seu raio de curvatura, utilizamos a equação paraaxial, a qual associa a diferença entre o índice de refração da superfície corneana e o índice de refração do meio interagente, neste caso, o ar.

$$P = \left( \frac{n_{meio2} - n_{meio1}}{r} \right) \quad (7)$$

onde r é raio de curvatura da córnea,  $n_{meio2}$  é o índice de refração da córnea e  $n_{meio1}$  é o índice de refração do ar.

Em casos de córneas deformadas, o poder dióptrico auxiliaria a calcular a perda ou o excesso de dioptrias, ou seja, o aumento ou diminuição da capacidade corneana em desviar os raios. O resultado desse cálculo orienta na construção de lentes adequadas a essa deformação. Neste sentido, quanto menor for o raio da lente, mais curva será sua superfície e maior será seu poder dióptrico (PELTIER, 2017). Logo, o aumento do diâmetro pupilar acarreta na redução do poder dióptrico, pois quanto mais distante do eixo principal, menores serão os valores de (P) (dependência radial), implicando no diagnóstico e aumento de aberrações oculares (FERNANDES, 2004). Graficamente teríamos o comportamento mostrado na Fig. (11):

**Figura 11:** Aberração x Diâmetro pupilar



Fonte: Fernandes (2004)

onde, o aumento do diâmetro pupilar implica no aumento da aberração ocular.

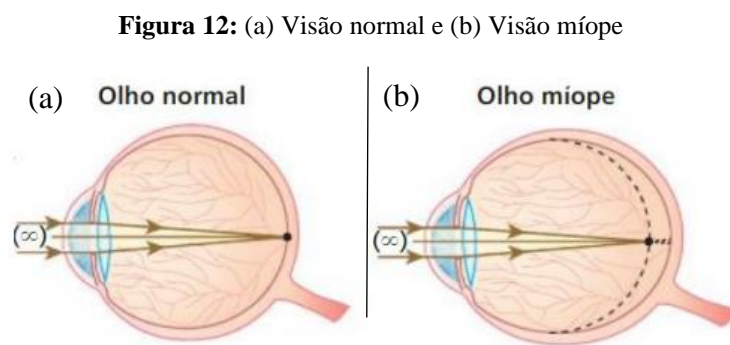
## 4 AMETROPIAS E ABERRAÇÕES OCULARES

Até então analisamos o comportamento do olho tido como emétrepe, ou seja, que não apresenta nenhum empecilho em seu funcionamento ou anomalia na formação de imagens. Um olho que não apresenta uma ametropia possui a capacidade de acomodar visualmente objetos a uma distância entre 25 cm do olho até o infinito. Caso o olho apresente uma dificuldade em enxergar nesse intervalo, provavelmente possui uma disfunção ou anomalia visual (QUARTIERI, 2014). Portanto, discutiremos nessa seção algumas dessas ametropias e suas possíveis correções.

Além das ametropias mais comuns que são ocasionados pelo aumento ou diminuição do globo ocular, existem as aberrações oculares. Esse termo é utilizado para ametropias que ocasionam uma deformação no formato da córnea ocular, podendo deixá-la com pequenas irregularidades em sua esfericidade ou até mesmo modificá-la completamente. Por exemplo, como o formato cônico, característica do ceratocone. Consequentemente, haverá uma múltipla focalização e múltipla formação de imagens. Para os casos simples, ou seja, pequenas irregularidades configuram-se como astigmatismo simples. Nos casos de irregularidades maiores, teremos um astigmatismo miópico (PELTIER, 2017).

### 4.1 Miopia

A miopia é caracterizada pela dificuldade em enxergar objetos que estejam a longas distâncias (TIPLER E MOSCA, 2009). Logo, dizemos que o míope possui seu ponto remoto prejudicado, ou seja, sua visão para o infinito apresenta um “embaçamento” que dificulta a focalização dessa imagem, ocasionado pelo aumento do diâmetro do globo ocular. Na Fig. (12), temos a representação de um olho emétrepe e um olho míope.



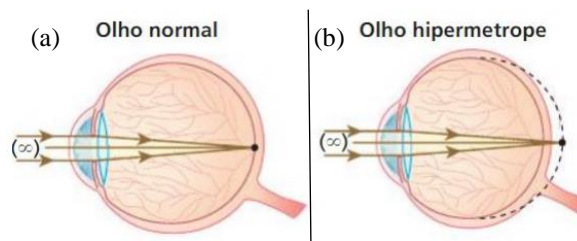
**Fonte:** Bôas, Doca e Biscoula (2012)

Note, pela Fig. (12b), que um olho diagnosticado com miopia possui um formato diferente do olho normal, Fig. (12a), ou seja, um aumento do globo ocular. Por essa configuração, é possível determinar que os raios de luz convergem e formam uma imagem no centro do globo ocular e antes da retina, impedindo a perfeita visualização do objeto distante.

## 4.2 Hipermetropia

Diferentemente da miopia, a hipermetropia se caracteriza pela dificuldade em enxergar objetos a curtas distâncias. Logo, o ponto próximo é o prejudicado, ou seja, o hipermetrope não consegue enxergar objetos a uma distância de 25 cm (BUENO, 2012). A hipermetropia é ocasionada pela diminuição ou achatamento do globo ocular. Na Fig. (13) temos a representação de um olho emétrepe e um olho hipermetrope.

**Figura 13:** (a) Visão normal e (b) Visão hipermetrope



**Fonte:** Bôas, Doca e Biscoula (2012)

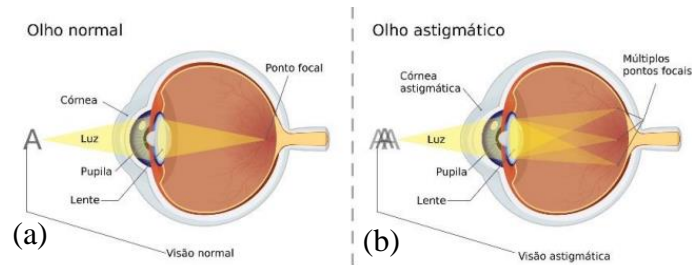
Podemos notar, pela Fig. (13b), que um olho diagnosticado com hipermetropia apresenta uma redução do globo ocular. Por essa configuração, é possível determinar que os raios de luz estão convergindo e formando imagem na parte posterior do globo e, conseqüentemente, após a retina.

## 4.3 Astigmatismo

O astigmatismo possui características que o diferem das demais ametropias, porém, geralmente é diagnóstico juntamente com a miopia ou a hipermetropia. Por sua vez, o astigmatismo é caracterizado pela deformação ou irregularidade no formato e na curvatura da córnea e/ou do cristalino (BUENO, 2012). Essa irregularidade ocasiona a formação de imagens em diversos pontos no interior do olho, ou seja, tanto anterior quanto posterior à retina. Logo,

o astigmático apresenta dificuldade em enxergar tanto objetos distantes quanto perto. Na Fig. (14), temos a representação de um olho emétrepe e um olho astigmático.

**Figura 14:** (a) Visão normal e (b) Visão astigmática



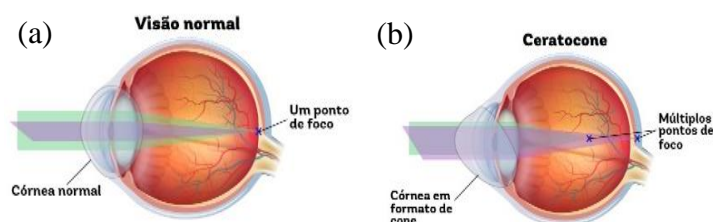
**Fonte:** Silva (com adaptações)

A múltipla formação de imagens é caracterizada por um formato irregular da córnea e não do globo ocular, como nos casos anteriores. O astigmatismo é diagnosticado juntamente com outras ametropias que possuem essa má formação na córnea, pois, os raios de luz não conseguem focalizar com a mesma velocidade e geram a focalização simultânea em diferentes pontos. Uma ametropia que apresenta essa característica e o agravamento do astigmatismo é o ceratocone.

#### 4.4 Ceratocone

O ceratocone é caracterizado como uma deformação na córnea ocular em formato cônico chamado de ectasia (em casos mais avançados), que se configura com significativos aumentos ou progressivos afinamentos da parte central da córnea (MOREIRA, 1995). Com essa progressão no aumento da espessura corneana, resulta-se na formação de imagens distorcidas pelo agravamento ou aparecimento do astigmatismo ou da miopia, e ainda uma baixa acuidade visual do globo ocular (QUEIROZ, 2004). Na Fig. (15), temos a representação de um olho emétrepe e um olho portador de ceratocone.

**Figura 15:** (a) Visão normal e (b) Visão com ceratocone

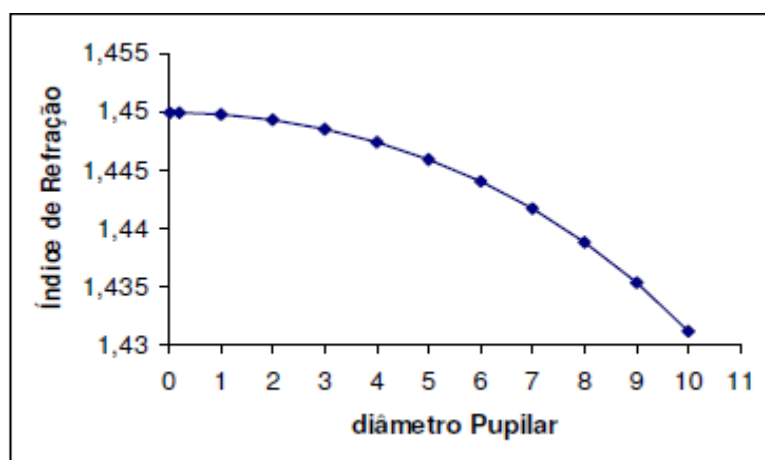


**Fonte:** Queiroz, 2004 (Com adaptações)

Em síntese, o ceratocone não se resume apenas ao formato corneano, mas sim ao agravamento de outras ametropias desenvolvidas a partir desse formato irregular, tanto o ponto próximo quanto o remoto prejudicado. Além disso, o ceratocone afeta a transparência e a capacidade de focalização dos raios de luz incididos na superfície corneana, dificultando a nitidez na formação das imagens na retina (QUEIROZ, 2004). A transparência da córnea se altera pelo fato de que, quanto maior for o diâmetro pupilar, mais interação com o ar ela terá. Portanto, se há alteração na transparência ocasionada pela deformação do diâmetro da córnea, também haverá uma variação no poder dióptrico dessa córnea, onde pela seção 3.3 vimos que seria uma redução dióptrica.

Com a diminuição do poder dióptrico corneano, o cristalino também sofre alterações de grande impacto. Consequentemente, os raios atingirão uma superfície translúcida e não haverá uma propagação regular, dificultando que esses raios atinjam a superfície do cristalino. Logo, o índice de refração médio do cristalino reduz com o aumento do diâmetro pupilar (FERNANDES, 2004), como mostra a Fig. (16).

**Figura 16:** Índice de refração x Diâmetro pupilar



**Fonte:** Fernandes (2004)

Muitas são as aberrações oculares, umas permanentes e outras temporárias, algumas crônicas e outras não. Porém, o ceratocone é uma aberração que mais se assemelha ao padrão de ametropias comumente diagnosticadas e consideradas mais simples, possuindo comportamento similar ao astigmatismo que se trata de também de uma aberração, inclusive possuindo similaridades na correção em termos do grau ocular.

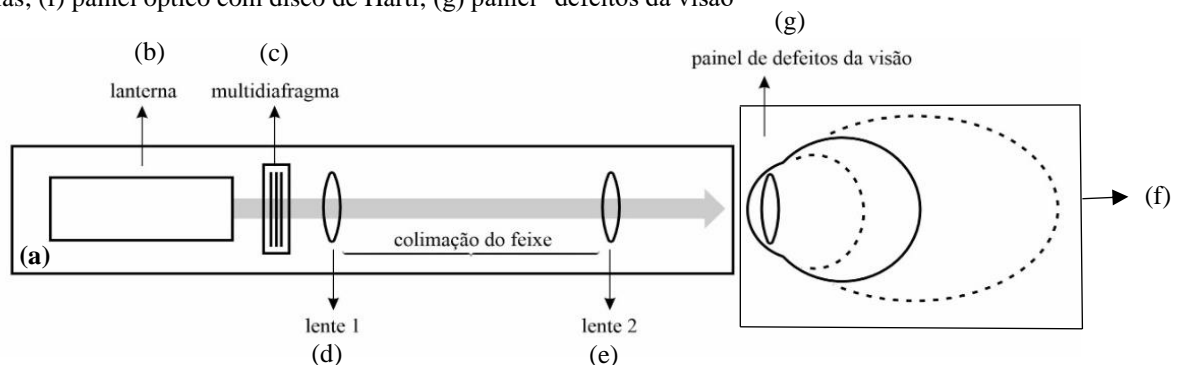
## 5 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

Para a realização do trabalho, utilizamos a abordagem experimental para suprir nossos objetivos traçados. Utilizamos os seguintes materiais:

01 barramento para banco óptico; 01 lente convergente plano convexa de 4 dioptrias; 01 lente convergente plano convexa de 8 dioptrias; 01 painel óptico com disco de Hartl; 01 mesa suporte com multidiafragma; 01 dioptro bicôncavo / biconvexo; 01 dioptro plano-côncavo / plano-convexo; 01 lanterna de luz policromática; 01 painel branco com escalas; 01 painel “defeitos da visão”.

A execução do experimento consistiu em 8 etapas: (1ª) Montagem do equipamento, como mostra a Fig. (17); (2ª) Posicionamento do multidiafragma em três ranhuras; (3ª) Prendemos o painel de “defeitos da visão” no painel óptico de modo que o raio central passe pelo centro do desenho representativo do olho; (4ª) Posicionamos um dioptro biconvexo no lugar “lente natural do olho”, Fig. (19); (5ª) Quando a lanterna policromática é ligada, projeta três feixes por conta do diafragma, e esses feixes são refratados pelo dioptro (cristalino) convergindo no ponto marcado como retina; (6ª) Sem alterar a configuração e o alinhamento óptico. Identificamos no painel “Defeitos de visão” os contornos que representam o olho hipermetrope, indicado pelo contorno menor e tracejado em vermelho) e míope, indicado pelo contorno maior e tracejado em vermelho, Fig. (19); (7ª) Observamos que os raios que chegam ao olho, oriundos de um objeto que deve ser visto, estão se encontrando atrás da retina do olho hipermetrope e também estão se encontrando na frente da retina do olho míope; (8ª) E, por fim, Identificamos (por tentativas), colocando sobre a linha lente corretiva, o perfil dióptrico (lente) mostrado na Fig. (18), capaz de corrigir os defeitos de visão provocado pela miopia, hipermetropia, astigmatismo e ceratocone.

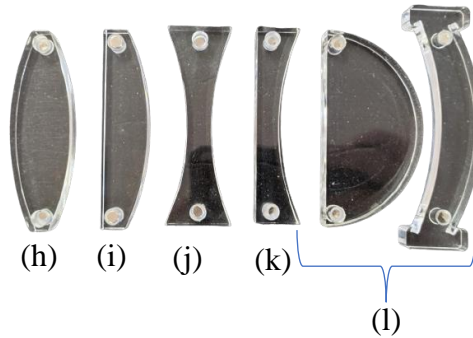
**Figura 17:** Setup Experimental. (a) barramento para banco óptico; (b) lanterna de luz policromática; (c) multidiafragma; (d) lente convergente plano convexa de 8 dioptrias; (e) lente convergente plano convexa de 4 dioptrias; (f) painel óptico com disco de Hartl; (g) painel “defeitos da visão”



Fonte: Autor, 2022

A Fig. (17) mostra a montagem do experimento. Enquanto isso, na Fig. (18) temos as lentes esféricas e os dióptros utilizados na correção das ametropias.

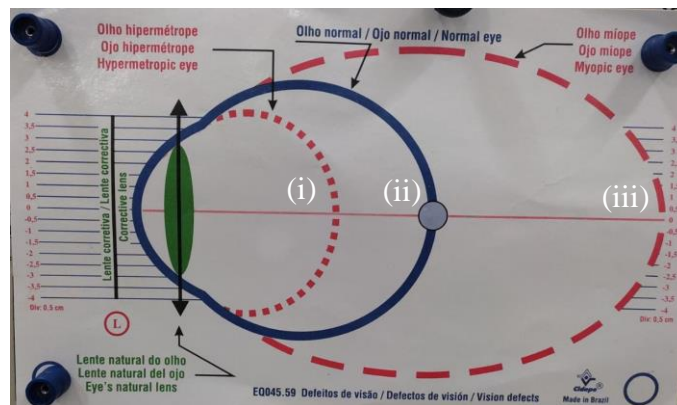
**Figura 18:** Lentes e dióptros. (h) dióptro biconvexo; (i) dióptro plano-convexo; (j) dióptro bicôncavo; (k) dióptro plano-côncavo; (l) dióptros de diferentes espessuras.



**Fonte:** Autor, 2022

A seguir, a Fig. (19) ilustra o painel “defeitos da visão”, onde iremos considerar: Linha (i) para a representação do olho hipermetrópe; linha (ii) para olho emétrepe e, linha (iii) olho míope.

**Figura 19:** Painel “defeitos da visão”: (i) olho hipermetrópe; (ii) olho emétrepe; e (iii) olho míope.



**Fonte:** Autor, 2022

Organizamos o trabalho em problemáticas, cada ametropia se configura como um problema específico, e a partir dessa problemática buscamos simular as possíveis correções por meio de lentes esféricas ou cilíndricas. Logo,

Problemática 1: Miopia descrição e correção;

Problemática 2: Hipermetropia descrição e correção;

Problemática 3: Astigmatismo e correção;

Problemática 5: Cálculo do poder dióptrico para uma córnea emétrepe;

Problemática 6: Cálculo do poder dióptrico para uma córnea deformada.

## 6 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Para a obtenção dos resultados, simulamos experimentalmente tanto a problemática quanto a correção. Em relação a correção, realizamos por meio de lentes esféricas e sobreposição de lentes. Além disso, elencamos uma problemática não muito comum no ramo científico e muito diversificado em termos de tratamento, que é caso do ceratocone. Tendo em vista a escassez de trabalhos publicados na área. Para esse caso, em especial, calculamos o poder dióptrico da córnea utilizando a eq.(8) (equação Paraaxial). O resultado desse cálculo satisfez, como veremos a seguir, os padrões de uma córnea não esférica e auxiliando na correção adequada à diferentes irregularidades e deformações oculares. Também buscamos verificar as suposições da literatura referente ao ceratocone e seus aspectos físicos, que descrevemos na seção 4.4.

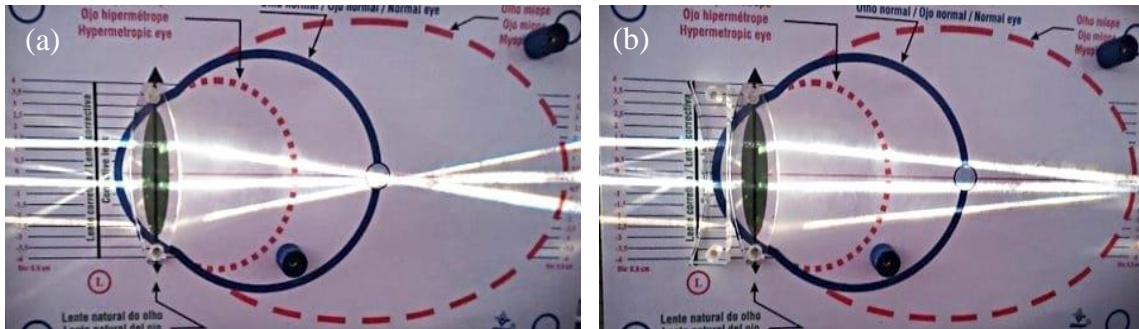
### 6.1 Problemática 1: Correção de miopia

Lembrando que, na seção 4.1 a miopia é caracterizada por um agravante em seu ponto remoto ocasionada pelo aumento do globo ocular. É visível que há um excesso de convergência dos raios incidentes, tanto que a imagem é focalizada e formada em um ponto anterior à retina, isto é, os raios estão convergindo muito rápido e antecipadamente.

Simulando experimentalmente a miopia através do equipamento apresentado na seção 5, onde posicionamos um dióptro bicôncavo simulando a lente natural do olho como descrito no procedimento experimental. Observamos no painel que o olho míope é representado pelo globo tracejado em vermelho de diâmetro maior (linha (3)), pois o míope possui o globo ocular mais espesso que o emélope. Na Fig (20a), vemos a convergência dos raios em um ponto focal antes da retina, em relação ao olho míope. Assim, percebe-se que o míope converge os raios luminosos em excesso e o objetivo é reduzi-lo. Para isso, posicionamos diferentes dióptros e verificamos que a lente plano-côncava, de comportamento divergente, conseguiu corrigir o excesso de convergência e expandiu os raios até alcançarem a retina do olho míope. Consequentemente, corrigindo a ametropia como mostra a Fig (20b).



**Figura 20:** (a) Olho míope e (b) Correção da miopia



Fonte: Autor, 2022

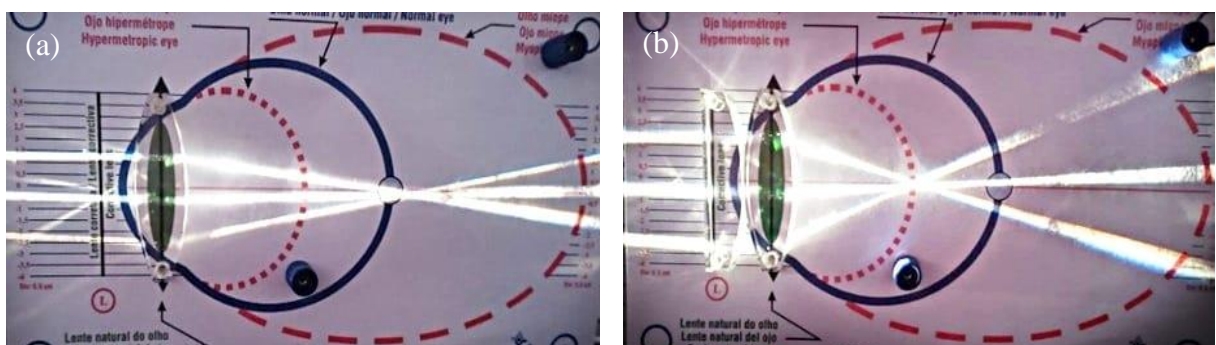
Portanto, podemos concluir nessa primeira simulação que os resultados foram satisfatórios e coerentes quando comparados com a literatura.

## 6.2 Problemática 2: Correção da hipermetropia

Pela seção 4.2, já se sabe que a hipermetropia é ocasionada pelo achatamento do globo ocular, resultando na focalização e formação de imagens em um ponto após a retina. Logo, se nota que há uma escassez de convergência e um retardo na propagação dos raios luminosos.

Experimentalmente, observamos no painel o olho hipermetrope representado pelo globo tracejado em vermelho e diâmetro menor (linha (1)), pois o hipermetrope possui um globo ocular mais achatado em relação ao emétrepe. Na Fig. (21a), observamos a convergência dos raios em um ponto focal depois da retina, em relação ao olho representacional da hipermetropia. Logo, o objetivo é fazer com que os raios fossem antecipados e aumentassem a capacidade de convergência.. Conseguimos obter sucesso na correção quando adicionamos uma lente planoconvexa de comportamento convergente, com o intuito de ampliar a convergência e posicioná-los na retina do globo hipermetrope, como mostra a Fig. (21b).

**Figura 21:** (a) Olho hipermetrope e (b) Correção da hipermetropia



Fonte: Autor, 2022

Sabendo que na hipermetropia a imagem está localizada na parte posterior à retina, também conseguimos visualizar essa situação na Fig. (21a). Portanto, a lente teria que antecipar essa formação de imagem, aumentando a capacidade e velocidade de focalização. Assim, a lente do tipo convexa supriu essa necessidade e ampliou a convergência do cristalino.

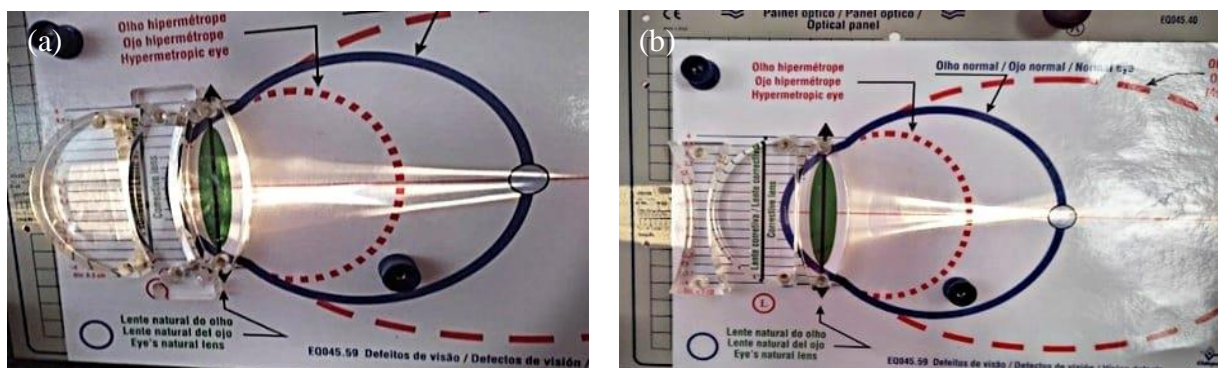
### 6.3 Problemática 3: Correção do astigmatismo

Por outro lado, temos o astigmatismo que seria a manifestação de ambas às ametropias anteriores, ou seja, a múltipla formação de imagens simultâneas, ocasionado pelo formato irregular da córnea. Logo, o astigmatismo seria a formação de imagem tanto antes quanto depois da retina, ou seja, uma configuração idêntica a miopia e a hipermetropia, simultaneamente.

Simulando experimentalmente, foi um tanto difícil reproduzir essa dupla formação de imagens e, mais ainda, tentar corrigi-la. Pois, como se trata do formato da córnea, o astigmatismo seria corrigido com a utilização de uma lente cilíndrica. Infelizmente não tínhamos esse tipo de lente disponível. Porém, sobrepondo lentes de diferentes curvaturas e, inicialmente curvadas, simulando as muitas camadas de uma córnea e sua deformação, foi possível obter um comportamento óptico muito semelhante, isto é, uma convergência antes e depois da retina do olho emétrepe, como representado na Fig. (22a).

Para a correção do astigmatismo, adicionamos uma lente divergente à frente dessa sobreposição de lentes. Com essa configuração, conseguimos o resultado esperado, ou seja, a correção dessa problemática. Como conseguimos corrigir, então, provavelmente, o conjunto formado pelas lentes convexas e côncavas, comportou-se como uma lente cilíndrica (composta por um lado convexo e um outro lado côncavo) resultando dessa sobreposição, mostrada na Fig. (22b).

**Figura 22:** (a) Olho astigmático e (b) Correção do Astigmatismo



Pela escassez de recursos não foi possível simular com exatidão a formação de imagens em um olho astigmático, porém, foi possível obter resultados muito próximos em relação com aquilo que é esperado pela literatura.

#### **6.4 Problemática 4: descrição e tratamento do ceratocone**

Para a problemática do ceratocone, o objetivo é tentar descrever os aspectos físicos (apresentados na seção 4.4), apresentar as formas de tratamento e analisar se seria possível amenizar ou reduzir o grau ou alto índice de dioptria ocular através de lentes, sabendo que se trata do primeiro procedimento indicado após o diagnóstico. Além disso, analisamos analiticamente o poder dióptrico, que possibilita a verificação da convergência dos raios em uma córnea deformada ou superfície não esférica, como o caso do ceratocone.

Pela ausência de um material específico e qualificado para simular experimentalmente o comportamento de um olho com ceratocone, preparamos um aparato que simulasse a deformação. Utilizamos uma lente de estrutura mais esférica, indicando uma córnea fora dos padrões de um olho emétrepe. Com esse aparato adaptado, conseguimos fazer com o que os raios incidentes se comportassem semelhantemente a miopia, ou seja, os raios focalizaram em um ponto anterior à retina. Como reproduzimos um comportamento que nos já é familiar, utilizamos uma lente do tipo divergente para o tratamento dessa ametropia.

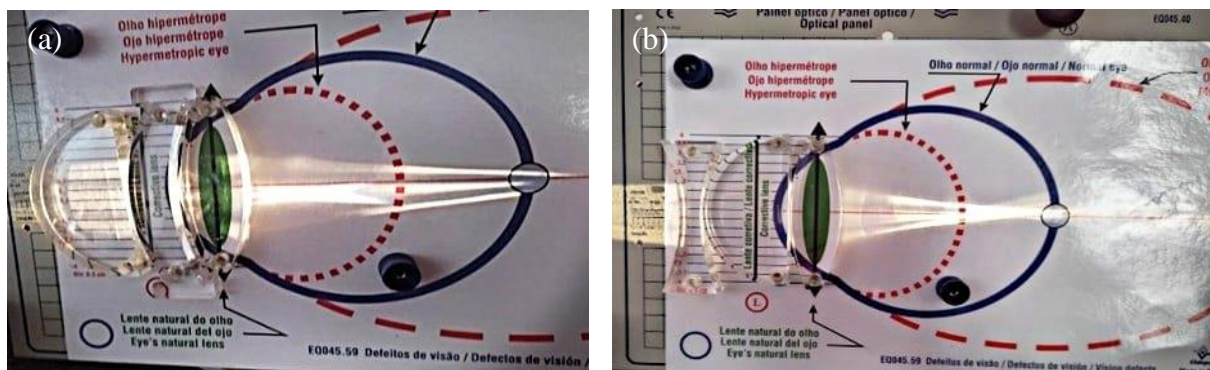
Supondo que o olho portador do ceratocone tivesse o aumento do astigmatismo, onde os raios de luz possuem uma focalização múltipla, tanto antes quanto após a retina, o mais eficiente seria o uso das lentes cilíndricas para a correção desta ametropia. Porém, se o olho com ceratocone apresentar agravamentos de ambas as ametropias, seria um caso muito mais complicado de corrigir.

Muitas são as formas e métodos propostos para o auxílio ou correção do ceratocone, entre ele, podemos citar: as lentes rígidas, gelatinosas, o *crosslinking*, os anéis intracorneanos, as lentes de contato e a própria cirurgia. Pretendemos analisar uma configuração de lentes esféricas que sejam eficazes na compensação da dioptria ocular, isso se tratando de um olho portador da miopia e astigmatismo como agravantes do ceratocone.

O ceratocone tem uma variação da acuidade visual em curtos períodos de tempo, logo, os óculos não corrigem a dificuldade com eficiência. Isso ocorre porque os raios atingem uma superfície irregular, onde deveriam refratar de modo harmonioso. Essa curvatura elevada resulta em uma refração irregular, formando imagens desfocalizadas e impedidas de possuírem nitidez por um sistema óptico como o óculos. Contudo, é possível estabilizar ou até mesmo

reduzir o astigmatismo miópico (primeiro procedimento) através da sobreposição da lente cilíndrica com a lente negativa (divergente), derivando uma espécie de lente bifocal. Além disso, essa configuração pode ser implantada em uma lente de contato rígida ou escleral no intuito de impedir o aumento da espessura corneana. Na Fig. (23a), podemos observar o mesmo comportamento da ametropia anterior, tendo em vista que o ceratocone se caracteriza como o agravamento do astigmatismo e, portanto, tem um comportamento semelhante.

**Figura 23:** (a) Olho com astigmatismo miópico e (b) Correção



Fonte: Autor, 2022

Podemos perceber que, semelhante ao astigmatismo, o ceratocone tem o mesmo comportamento óptico, isto é, de produzir múltiplas imagens. Portanto, foi possível simular essa situação da mesma forma que o astigmatismo, sobrepondo dióptros de diferentes formatos e aplicando a lente côncava para corrigir essa problemática, como mostra a Fig. (23b). Certamente, essa simulação é referente a dioptria ocular e não ao formato irregular.

## 6.5 Problemática 5: Cálculo do poder dióptrico para uma córnea emétrepe

As aberrações ametrópicas são todas aquelas que apresentam deformação no formato da córnea ocular, em nosso caso, astigmatismo e ceratocone. Sabemos que, a deformação da córnea gera a formação múltiplas imagens em pontos focais localizados em regiões diferentes, ocasionados pela diferença no intervalo de tempo em focalizá-los.

Nesta seção, calcularemos o poder dióptrico de uma córnea sem a presença de aberrações. Em seguida, faremos o mesmo para uma córnea com o diagnóstico de aberração, seja ceratocone ou astigmatismo. A partir desses resultados, faremos um comparativo entre ambos e a literatura.

Primeiramente, encontramos o poder da dioptria de uma córnea emétrepe. Para isso, utilizaremos a fórmula paraaxial, porém, aplicando-a duas vezes tendo em vista a necessidade de se calcular para a córnea anterior e a córnea posterior.

Para a córnea anterior:

$$P_{ca} = \frac{(n_2 - n_1 ar)}{r}$$

Sendo  $n_2$  o índice de refração da córnea anterior e  $r = 7.7mm$  ou  $0,0077m$

$$P_{ca} = \frac{(1,376 - 1,000)}{0,0077}$$

$$P_{ca} = 48,83 \text{ di}$$

Para a córnea posterior:

$$P_{cp} = \frac{(n_2 - n_1 ar)}{r}$$

Sendo  $n_2$  o índice da córnea posterior,  $n_1$  o índice da córnea anterior e  $r = 6.8 \text{ mm}$  ou  $0,0068m$

$$P_{cp} = \frac{(1,336 - 1,376)}{0,0077}$$

$$P_{cp} = -5,88 \text{ di}$$

Com os resultados de  $P_{ca}$  e  $P_{cp}$  podemos encontrar a dioptria, ou poder dióptrico, de uma córnea circunferencial. Basta que somemos  $P_{ca}$  e  $P_{cp}$ ,

$$P = 48,83 \text{ di} + -5,88 \text{ di} = 42,95 \text{ di}$$

Frequentemente, esse valor é arredondado para 43 di. Logo, qualquer cálculo que se sobreponha a esse valor indicará uma deformação considerável no formato circunferencial da córnea, como veremos adiante. Inclusive, alcançamos um valor que se aproxima consideravelmente do teórico que, geralmente, é considerado 43 dioptrias.

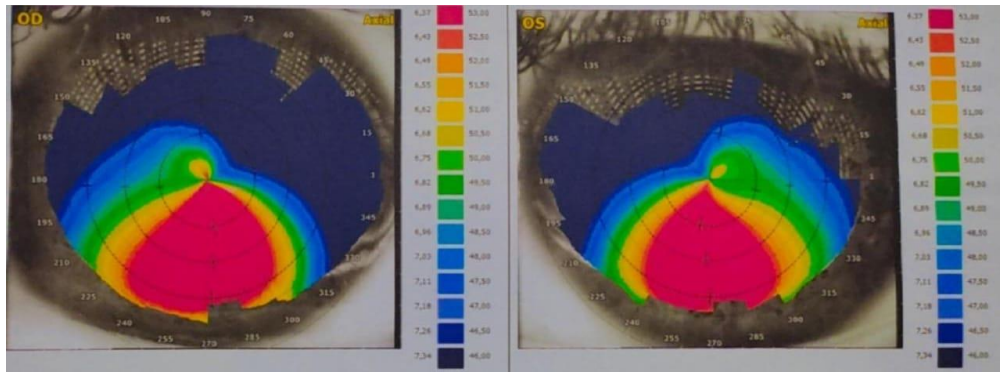


## 6.6 Problemática 6: Cálculo do poder dióptrico para uma córnea deformada

Portanto, chegamos ao nosso objetivo, onde utilizaremos a equação paraaxial para encontrarmos o poder dióptrico de uma córnea que apresente uma má formação em sua estrutura, onde conseqüentemente, não será mais esférica como no caso do ceratocone que se configura em um formato cônico.

Para essa verificação, usamos dados reais de um exame de ceratometria simulada da córnea, Fig (24). A ceratometria corresponde a um indivíduo diagnosticado com alto índice de ceratocone, ao qual chamaremos de Indivíduo X, preservando sua identidade. Vamos considerar os índices de refração da córnea anterior e posterior fixos, como descritos na seção 3 e Fig. (8).

**Figura 24:** Ceratometria Simulada



**Fonte:** Autor, 2022

Para a córnea anterior, o raio é de  $r = 8,10 \text{ mm}$  ou  $0,0081\text{m}$

$$P_{ca} = \frac{(1,376 - 1,000)}{0,0081}$$

$$P_{ca} = 46,42 \text{ di}$$

Para a córnea posterior, o raio é de  $r = 7.04 \text{ mm}$  ou  $0,00704\text{m}$

$$P_{cp} = \frac{(1,336 - 1,376)}{0,00704}$$

$$P_{cp} = -5,68 \text{ di}$$

Somando  $P_{ca}$  e  $P_{cp}$ , obtemos que

$$P = P_{ca} + P_{cp} = 46,42 \text{ di} - 5,68 \text{ di} = 40,74 \text{ di}$$

Tendo em vista essa distinção significativa, concluímos que, com o aumento do diâmetro da córnea, o poder dióptrico diminui e a transparência da córnea perde parte de sua capacidade de captação e nitidez dos raios luminosos, segundo nossa discussão da seção 3.3. Afinal de contas, o poder dióptrico é a capacidade de captação, desvio e convergência dos raios. Aliás, o resultado obtido corresponde a uma aproximação do valor dióptrico constatado na ceratometria do Indivíduo X, ao qual equivale a 41,6 di.

Logo, encontramos um ponto de grande importância, ao encontrar o poder dióptrico de um olho acometido por uma deformação corneana, onde se torna eficaz a construção de uma lente que venha compensar essa redução de dióptrica (lente compensadora).

Portanto, por definição temos que, quanto menor for o raio da lente, mais curva será sua superfície e maior será seu poder refrativo. No caso em que simulamos, os raios de curvatura da córnea foram superiores, isto é, uma córnea mais espessa em relação a emétrepe. Logo, a lente proposta deve conter um raio de curvatura menor a ponto de comprimir esse diâmetro e aumentar o poder refrativo. Tendo em vista que o papel dessa lente será de corrigir o grau ocular e o formato irregular, sua aplicação será local, isto é, na superfície de maior deformação onde os raios se tornam maiores em comprimento e focalizam os pontos em intervalos diferentes, ocasionando na múltipla formação de imagens. Logo, isso prova a necessidade de uma lente com raio de curvatura menor em relação a espessura da córnea, pois a área de maior deformação é a face frontal e, não necessariamente as faces laterais. Há uma lente que se enquadra nos padrões propostos, a lente rígida de gás permeável, a qual é constituída de plástico e silicone e, possui diâmetro menor que a córnea.

Em 2007, Myriam Mayorga, uma oftalmologista Colombiana, publicou um artigo acerca do efeito das lentes de contato sobre as aberrações oculares, onde foram realizados testes em indivíduos portadores de aberração como ceratocone, astigmatismo e outros (motivação do trabalho). De acordo os dados obtidos, 68% do grupo de pacientes portadoras de ceratocone tiveram sua ametropia corrigida com a utilização de lentes de contato rígida. Logo, essa fonte pode comprovar que a nossa proposta há grande relevância, sendo que nosso diferencial está na espessura da lente de contato, isto é, na redução do raio de curvatura da lente em relação ao raio de curvatura da córnea deformada, promovendo um aumento no poder dióptrico da córnea, e ainda, conter o aumento gradativo da aberração.

## 7 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Embora nosso experimento tenha suas limitações, sendo necessário desenvolver adaptações que melhor ilustrassem nossas problemáticas, conseguimos alcançar os objetivos traçados com excelentes resultados. Conseguimos simular as problemáticas e suas correções, como objetivamos, as quais estão de acordo com o esperado pela literatura. Além disso, verificamos analiticamente a configuração mais adequada a uma lente que pudesse corrigir uma superfície corneana não esférica, por meio dos cálculos comparativos do poder dióptrico. Mediante as problemáticas, foi possível perceber que, a visão humana é extremamente sensível e complexa, onde, todas as opções de tratamento podem ser falíveis dependendo do estágio em que se encontre, porém, em determinados casos, as lentes esféricas e cilíndricas cumprem bem o seu papel de correção que substituem até mesmo os métodos cirúrgicos.

Nosso trabalho pode ser utilizado como contribuição à transdisciplinaridade entre a Física e Oftalmologia, tendo em vista que, a temática incorpora ambas as áreas de atuação.

Portanto, podemos concluir apontando sugestões à futuros trabalhos que abordem a mesma temática, consistindo em uma análise de outras aberrações oculares que possuem características semelhantes, e aperfeiçoar a proposta de correção e tratamento. Outro projeto relevante seria a criação de um protótipo semelhante a uma armação ocular, que proporcionasse uma visão mais qualificada ao indivíduo portador de uma aberração ocular, onde exigiria um aparato mais sofisticado e tecnológico.



## REFERÊNCIAS

- BÔAS, Newton Villas; DOCA, Ricardo Helou; BISCUOLA, Gualter José. **Tópicos de Física: termologia, ondulatória, óptica**. 19. ed. São Paulo: Saraiva, 2012. 2 v. Disponível em: <https://idoc.pub/documents/idocpub-w11p6wogg9lj>. Acesso em: 20 nov. 2022.
- BUENO, André Buzatto Correa. **Óptica e a visão humana**. 2012. 60 f. TCC (Graduação) - Curso de Física, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro, 2012.
- FERNANDES, F.L.F. Perfil de Índices de Refração do Cristalino Humano: Simulação Computacional. 2004. Dissertação (Mestrado em Física) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá.
- FUKE, Luiz Felipe; YAMAMOTO, Kazuhito. **Física para o Ensino Médio**. São Paulo: Saraiva, 2010. 2 v. Disponível em: <https://pt.scribd.com/document/539127689/Fisica-Para-O-E ensino-Medio-Kazuhito-Fuke-Volume-2>. Acesso em: 25 out. 2022.
- REF (São Paulo). **Física 2: Física térmica, Óptica**. 5. ed. São Paulo: Usp, 2007. 337 p. Disponível em: [https://books.google.com.br/books?id=F\\_QOHBfQfgsC&printsec=frontcover&hl=pt-BR#v=onepage&q&f=false](https://books.google.com.br/books?id=F_QOHBfQfgsC&printsec=frontcover&hl=pt-BR#v=onepage&q&f=false). Acesso em: 15 fev. 2022.
- HALLIDAY, David; RESNICK, Roberto; WALKER, Jearl. **Fundamentos de Física: óptica e física moderna**. 9. ed. Rio de Janeiro: Ltc, 2009. 4 v. Tradução e revisão técnica de: Ronaldo Sérgio de Biasi. Disponível em: <https://www.yumpu.com/pt/document/read/63434295/resolucao-fundamentos-de-fisica-halliday-volume-4-optica-e-fisica-moderna-9-edicao>. Acesso em: 27 nov. 2022.
- JEWETT JUNIOR, Jhon W.; SERWAY, Raymond A. **Física para cientistas e engenheiros, volume 4: luz, óptica e física moderna**. 8. ed. São Paulo: Cengage Learning, 2012. 4 v. Tradução de All Tasks; revisão técnica de Carlos Roberto Grandini.
- MOREIRA, J. Belmiro de C.. **Oftalmologia clínica e cirúrgica**. Rio de Janeiro: Atheneu, 1995. 60 p.
- NEWTON *et al.* **Tópicos de Física: termologia, ondulatória, óptica**. 18. ed. São Paulo: Saraiva, 2007. 2 v. Disponível em: <https://pt.scribd.com/document/450468968/Topicos-de-Fisica-Volume-2-pdf>. Acesso em: 07 fev. 2022.
- PELTIER, Andréia. **Exame da Córnea**. 2017. Disponível em: [https://www.draandrea.com.br/?page\\_id=1024](https://www.draandrea.com.br/?page_id=1024). Acesso em: 07 set. 2022.
- QUARTIERI, Renata. **Revisão de Física: óptica**. Óptica. 2014. Disponível em: <https://renataquartieri.com/wp-content/uploads/2015/09/REVIS%C3%83O-3%C2%BA-ANO-2014-%C3%93PTICA.pdf>. Acesso em: 03 dez. 2022.
- QUEIROZ, Leôncio Souza. **Ceratocone**. 2004. Disponível em: <http://www.drqueirozneto.com.br/patologias>. Acesso em: 23 out. 2022.

RAMOS, Maria de Fátima. **Problemas de Visão**. 2001. 22 f. TCC (Graduação) - Curso de Ciências Biológicas, Centro Universitário de Brasília, Brasília, 2001. Disponível em: <https://repositorio.uniceub.br/jspui/bitstream/235/11084/1/9811112.pdf>. Acesso em: 20 nov. 2022.

RIBEIRO, Jair Lúcio Prados. **Experimentos em óptica**: uma proposta de reconceitualização. 2010. 162 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Ensino de Ciências, Universidade de Brasília/Unb, Brasília, 2010. Disponível em: [https://repositorio.unb.br/bitstream/10482/6886/1/2010\\_JairLucioPradosRibeiro.pdf](https://repositorio.unb.br/bitstream/10482/6886/1/2010_JairLucioPradosRibeiro.pdf). Acesso em: 27 nov. 2022.

RODRIGUES, Weiller Vilela. **Bohr e o princípio da complementaridade**: subsídios para materiais educacionais numa abordagem histórica. 2016. 62 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Ciência, Tecnologia e Educação, Centro Federal de Educação Tecnológica Celso Suckow da Fonseca, Rio de Janeiro, 2016. Disponível em: <https://dippg.cefet-rj.br/ppcte/attachments/article/81/2016%20-%20BOHR%20E%20O%20PRINC%20C%20DPIO%20DA%20COMPLEMENTARIDAD~.pd> f. Acesso em: 13 dez. 2022.

ROSA, Pedro Sérgio. **Louis de Broglie e as ondas de matéria**. 2004. 200 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Física, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2004. Disponível em: <https://www.ghc.usp.br/server/Teses/Pedro-Sergio-Rosa.pdf>. Acesso em: 02 dez. 2022.

SANTOS, Jesulino Bispo dos. **Sensor de frente de onda para uso oftalmológico**. 2004. 109 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Bioengenharia, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2004. Disponível em: [https://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/82/82131/tde-03122004-124215/publico/JBS\\_Dissertacao.pdf](https://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/82/82131/tde-03122004-124215/publico/JBS_Dissertacao.pdf). Acesso em: 15 mar. 2022.

TIPLER, Paul Allan; MOSCA, Gene. **Física para cientistas e engenheiros**: eletricidade e magnetismo, óptica. 6. ed. Rio de Janeiro: Ltc, 2009. 2 v. Disponível em: <https://idoc.pub/documents/fisica-para-cientistas-e-engenheiros-paul-a-tipler-vol-2-6-edpdf-2nv8v0dm59lk>. Acesso em: 29 nov. 2022.

WALKER, Jearl. **Fundamentos de Física**: óptica e física moderna. 8. ed. Rio de Janeiro: Ltc, 2009. 4 v. Tradução de: Antonio Maximino R. Luiz [et al]; revisão técnica de Aldir Moyses Luiz. Disponível em: <https://wp.ufpel.edu.br/vmalves/files/2019/03/Halliday-Vol-1-4%C2%BA-Edi%C3%A7%C3%A3o.pdf>. Acesso em: 03 dez. 2022.

YOUNG, Hugh David; FREEDMAN, Roger A. **Sears e Zemansky**: ótica e física moderna. 14. ed. Rio de Janeiro: Pearson, 2016. 4 v. Tradução de: Daniel Vieira; revisão técnica de: Aldir Moyses Luiz. Disponível em: [https://www.academia.edu/49079461/Young\\_Freedman\\_4\\_edi%C3%A7%C3%A3o](https://www.academia.edu/49079461/Young_Freedman_4_edi%C3%A7%C3%A3o). Acesso em: 07 dez. 2022.