

# MODELO DIDÁTICO DE BAIXO CUSTO PARA O ESTUDO QUANTITATIVO DO ACOPLAMENTO DE LENTES E SIMULAÇÃO DE AMETROPIAS OCULARES<sup>1</sup>

## LOW-COST DIDACTIC MODEL FOR THE QUANTITATIVE STUDY OF LENS COUPLING AND SIMULATION OF OCULAR AMETROPIAS

Andresa Freitas<sup>2</sup>, Rayssa Predebon Brunoro<sup>3</sup> e Vivian Machado de Menezes<sup>4</sup>

### RESUMO

Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um modelo experimental de baixo custo para o estudo da formação de imagens no olho humano e da correção de miopia e hipermetropia. O modelo proposto baseia-se no acoplamento de duas lentes esféricas delgadas, uma representando o cristalino e a outra a lente corretiva. Foram determinadas experimentalmente as distâncias focais das lentes utilizadas e calculados os erros relativos percentuais em relação aos valores das prescrições ópticas, obtendo-se resultados abaixo de 3%, o que validou a precisão do método utilizado nesse estudo. As simulações reproduziram adequadamente as condições de visão normal, míope e hipermetrópe, bem como suas correções por lentes divergentes e convergentes, com valores quantificados de acordo com cada correção óptica esperada. O modelo mostrou-se uma ferramenta didática promissora para o ensino de óptica geométrica, pois possibilita a compreensão prática de conceitos como distância focal, potência dióptrica e ampliação lateral, além de estimular a aprendizagem ativa por meio da experimentação.

**Palavras-chave:** Óptica geométrica; visão humana; defeitos de refração ocular; distância focal.

### ABSTRACT

*This work presents the development of a low-cost experimental model for studying image formation in the human eye and the correction of myopia and hyperopia. The proposed model is based on the coupling of two thin spherical lenses, one representing the crystalline lens and the other the corrective lens. The focal lengths of the lenses used were experimentally determined, and the relative percentage errors were calculated with respect to the optical prescription values, yielding results below 3%, which validated the accuracy of the method employed in this study. The simulations successfully reproduced the conditions of normal, myopic, and hypermetropic vision, as well as their respective corrections using divergent and convergent lenses, with quantified values corresponding to each expected optical correction. The model proved to be a promising didactic tool for teaching geometric optics, as it enables practical understanding of concepts such as focal length, dioptric power, and lateral magnification, while fostering active learning through experimentation.*

**Keywords:** Geometrical Optic; human vision; ocular refractive errors; focal length.

<sup>1</sup> Trabalho de Iniciação Científica.

<sup>2</sup> Universidade Federal da Fronteira Sul (UFFS) - campus Laranjeiras do Sul. E-mail: andresa.freitas@uffs.edu.br. ORCID: <https://orcid.org/0009-0002-6186-6839>

<sup>3</sup> Universidade Federal da Fronteira Sul (UFFS) - campus Laranjeiras do Sul. E-mail: rayssabrunoro@gmail.com. ORCID: <https://orcid.org/0009-0003-0787-5176>

<sup>4</sup> Universidade Federal do Pampa (UNIPAMPA) - campus Itaqui. E-mail: demenezes.vivian@gmail.com. ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-7331-4583>

## 1 INTRODUÇÃO

O estudo da visão humana e dos defeitos refrativos sempre despertou interesse tanto na área médica quanto na física, especialmente na óptica geométrica. Até o início do século XVII, na Grécia antiga, um fenômeno óptico podia ser percebido segundo três formas de entendimento: uma filosófica ou física, voltada para questões epistemológicas, psicológicas e de causalidade física; uma médica, concernente primariamente com o estudo anatômico e fisiológico do olho e ao tratamento das doenças; e uma matemática, dirigida principalmente para a explicação geométrica da percepção espacial. Essas três maneiras de entendimento da óptica formaram a base para as teorias criadas sobre a visão (Tossato, 2005).

Johannes Kepler (1571-1630) é mais conhecido pela descoberta das leis dos movimentos planetários do que pelos seus trabalhos em outros campos do conhecimento humano, como a óptica. Ele exerceu grande influência para a óptica geométrica, principalmente por ter estipulado as bases dessa ciência no início do século XVII. A partir da anatomia, Kepler pôde compreender mais detalhadamente o funcionamento das partes que compõem o olho humano e com base na geometria, elaborou teorias que ajustaram a aplicação do cone visual euclidiano à descrição dos fenômenos ópticos. Estudos sobre perspectiva motivaram a aplicação de técnicas de representação de figuras tridimensionais em espaços planos, o que gerou resultados positivos na compreensão da visão. Desta forma, Kepler teve contribuição fundamental ao conduzir a aplicação da geometria para o entendimento do funcionamento do olho humano (Tossato, 2007).

A óptica geométrica trata o olho como um sistema de lentes, abordando o princípio da propagação retilínea da luz e os fenômenos de reflexão e refração. Contudo, cabe ressaltar que essa abordagem constitui uma aproximação simplificada do sistema visual. Em sistemas ópticos reais, como o olho humano, a propagação dos feixes luminosos produz aberrações ópticas monocromáticas e cromáticas, responsáveis por distorções e limitações na focalização da luz sobre a retina (Jankov et al., 2002). Ainda assim, essa abordagem simplificada é adequada para fins didáticos, pois permite compreender os principais mecanismos físicos da formação de imagens e dos defeitos refrativos oculares.

Considerando o olho como um sistema de lentes, a sua lente é o cristalino, responsável por focar a imagem formada por objetos na retina. Em condições normais, o olho humano ajusta continuamente seu foco por meio da acomodação, processo no qual o cristalino altera sua curvatura. Quando objetos próximos são observados, além da acomodação do cristalino, ocorre a contração da pupila que serve para aumentar a profundidade de campo, evitando vários ajustes da distância focal (Trierweiler; Flemming, 2019).

Segundo Ventura (2009), a profundidade do campo indica a nitidez da área que se encontra antes ou depois do ponto do foco da imagem. Vale ressaltar que a nitidez refere-se a clareza de detalhes, sendo uma grandeza difícil de ser mensurada, porém pode-se atribuir uma escala de nitidez relativa, na qual se estabelece um ponto inicial para comparar com os outros pontos existentes (Barros, 2013).

Modelos experimentais e simuladores têm sido utilizados para representar o funcionamento do sistema visual e os principais defeitos de visão, bem como suas correções com lentes. Helene e Helene (2011) construíram um modelo do olho humano, a fim de demonstrar o funcionamento da visão de um olho normal, míope e hipermetrópe e a relação entre o tamanho da pupila e a qualidade da imagem. O olho foi construído a partir de uma esfera de vidro. Para representar a pupila, utilizou-se papel alumínio cobrindo a metade da esfera, com um pequeno orifício central. A outra metade da esfera foi coberta com um material branco translúcido, para que fosse possível a visualização da formação da imagem. Uma lente convergente foi colocada em frente à pupila, fazendo a função da córnea e da lente interna.

Guedes, Braun e Rizzatti (2000) construíram um simulador didático do cristalino ocular utilizando uma bolsa transparente com água, conectada a dois sifões de borracha por meio de mangueiras plásticas, que representavam os músculos ciliares. Para representar defeitos de visão, a miopia axial foi simulada com a utilização de três canetas laser alinhadas representando raios vindos de um objeto puntiforme distante. O anteparo foi posicionado para que os raios não fossem focalizados sobre ele. A correção foi realizada com uma lente divergente. Para a simulação da hipermetropia axial, os raios ficaram levemente divergentes. O anteparo foi posicionado para que os prolongamentos dos raios se encontrassem atrás do anteparo. A correção foi realizada com uma lente convergente. Para representar o astigmatismo regular simples o simulador do olho foi deformado para torná-lo elipsoidal. Foram utilizadas quatro canetas lasers, de modo que o feixe de um par de raios incidisse ao longo do eixo maior e o outro ao longo do eixo menor do simulador, representando assim o astigmatismo hipermetrópe. O astigmatismo míope simples é obtido com o afastamento do anteparo fazendo-o coincidir com o foco do outro par de feixes. A correção foi realizada com o uso de uma lente cilíndrica plana convergente e divergente.

Trierveiler e Flemming (2019) construíram um aparato experimental, para demonstrar a focalização da imagem dentro do globo ocular e o processo de acomodação do olho humano. Para a construção do modelo, utilizaram uma lente flexível feita de preservativo masculino de látex preenchido com água, um modelo de globo ocular com a representação da retina e dois lasers de diodo que representam os raios de luz incidentes sobre a lente. No mesmo experimento foi possível demonstrar defeitos de visão como a miopia e hipermetropia.

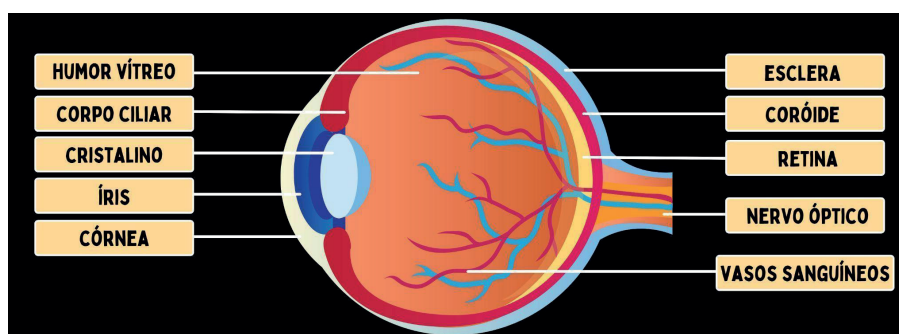
Nesse contexto, o presente trabalho teve como objetivo construir e analisar um modelo experimental de baixo custo para simular os principais defeitos de visão - miopia e hipermetropia - e suas correções por meio de lentes de óculos, permitindo visualizar de forma didática a formação da imagem e o papel das lentes corretivas. Comumente, na área da física, as discussões sobre os defeitos da visão são focadas nos erros de refração de forma qualitativa. Neste estudo, também foi realizada a análise quantitativa relacionada às ametropias oculares, principal contribuição deste trabalho, colaborando para o ensino e a compreensão de fenômenos da óptica geométrica.

Além do caráter experimental e quantitativo, o modelo proposto apresenta potencial pedagógico para a educação básica, ao possibilitar a visualização da formação de imagens e dos defeitos de visão. A utilização de materiais de baixo custo favorece sua implementação em escolas com infraestrutura limitada, permitindo que os estudantes investiguem fenômenos ópticos de maneira ativa e contextualizada. A proposta também pode ser articulada às competências da Base Nacional Comum Curricular (BNCC), particularmente à habilidade da disciplina de ciências do 6º ano, que trata da captação e interpretação das imagens e seleção de lentes adequadas para a correção de diferentes defeitos da visão (Brasil, 2018). Também pode ser utilizado no ensino médio, trabalhando aplicações da física no cotidiano, integrando conceitos científicos à experimentação.

## 2 O OLHO HUMANO

O olho é um dos órgãos mais importantes do corpo humano, que possibilita a visão. Ele é um sistema óptico complexo, responsável por detectar estímulos visuais que são processados pelo cérebro. Este órgão tão delicado é constituído pelo bulbo do olho (globo ocular), medindo aproximadamente 24 mm de diâmetro. A parede do globo ocular compõe-se de três membranas principais ou túnicas: a túnica fibrosa (externa), constituída pela esclera e pela córnea; a túnica vascular (média), constituída pela coróide, corpo ciliar, íris e pupila; e a túnica nervosa (interna), formada pela retina (Seeley; Stephens; Tate, 2001). Os elementos internos compreendem o cristalino, o humor aquoso e o corpo vítreo. As principais estruturas do bulbo ocular podem ser observadas na Figura 1.

Figura 1 - Anatomia do globo ocular.



Fonte: Construção das Autoras.

A esclera consiste em um tecido conjuntivo denso rico em colágeno com fibras elásticas (parte branca do olho), que possui a função de ajudar a manter a forma do olho, proteger as suas estruturas internas e constituir um ponto de inserção para os músculos que movem o olho (Seeley; Stephens; Tate, 2001). Posteriormente à esclera, se encontra a córnea, uma estrutura transparente que permite a entrada de luz, constituída por uma matriz de tecido conjuntivo que contém colágeno, fibras elásticas e proteoglicanos (estroma) (Atchison; Smith, 2000).

O humor aquoso e o corpo vítreo são fluidos transparentes que ajudam a manter a forma e a pressão interna do olho; o primeiro também nutre a córnea e o cristalino, enquanto o segundo, juntamente à esclera, sustenta a retina. A coróide é uma camada vascularizada responsável por fornecer nutrientes à retina (Bicas, 1997a).

A íris é a parte colorida do olho que controla a abertura da pupila, sendo esta uma estrutura que atua como um regulador da quantidade de luz incidente sobre a retina. O tamanho da abertura pupilar gera uma variação de profundidade do foco e limita a região de propagação de luz, formando uma imagem mais nítida na retina (Machado, 2014).

A retina é a estrutura sensorial do olho, constituindo uma extensão do sistema nervoso central, onde se encontram células fotorreceptoras (bastonetes e cones) responsáveis pela conversão da luz em impulsos nervosos, que são enviados ao cérebro através do nervo óptico. Para que um objeto seja visto com nitidez, a imagem deve se formar exatamente sobre a retina.

O cristalino é a lente do olho, responsável por focar a imagem formada por objetos na retina. Como o afastamento entre a retina e o cristalino é fixo, o olho se ajusta a diferentes distâncias do objeto, variando a distância focal da lente (Young; Freedman, 2009). Para isto, o cristalino tem sua espessura central e curvatura alteradas (controlada pelo corpo ciliar), processo chamado de acomodação visual. Assim, para focar objetos mais próximos, por exemplo, a curvatura do cristalino aumenta, diminuindo a distância focal (Menezes *et al.*, 2024).

A acomodação visual permite que o olho focalize desde objetos próximos (visão de perto) até objetos distantes (visão de longe), mantendo as imagens claras e nítidas na retina (Sá; Plutt, 2001). Entende-se como visão de perto aquela que compreende a definição de imagens até 1 m de distância dos olhos (Duarte *et al.*, 2003). Num olho adulto normal, a menor distância para que um objeto seja visto com nitidez é de 25 cm, chamada de ponto próximo. Com relação à visão de longe, a distância máxima para que um objeto possa ser visualizado nitidamente é chamada de ponto remoto e em geral pode-se afirmar que ele está situado no infinito (Vieira *et al.*, 2020).

## 2.1 DEFEITOS DE REFRAÇÃO OCULAR

Os defeitos de refração ocular são chamados de ametropias, que ocorrem quando raios incidentes paralelos refratados no olho não convergem na retina (Barros; Dias, 2000), ocasionando a perda de nitidez da imagem (Rayes *et al.*, 2007). Estes problemas ocorrem devido a uma relação incorreta entre os diversos elementos constitutivos do globo ocular. A seguir, são descritas as ametropias mais comuns do olho humano: miopia, hipermetropia, astigmatismo e presbiopia.

### 2.1.1 Miopia

A miopia é um erro de refração bastante comum e ocorre devido a uma alteração do globo ocular, que numa pessoa míope é mais alongado que num olho normal (Figura 2(a)), provocando a formação da imagem antes da retina (Figura 2(b)). Neste caso, o olho não realiza o esforço de acomodação (Cardoso; Batista; Sousa, 2019). O ponto remoto de um olho míope não é infinito e pode ser menor que 1 m (Serway; Jewett Jr, 2019), ou seja, a visão de longe é afetada.

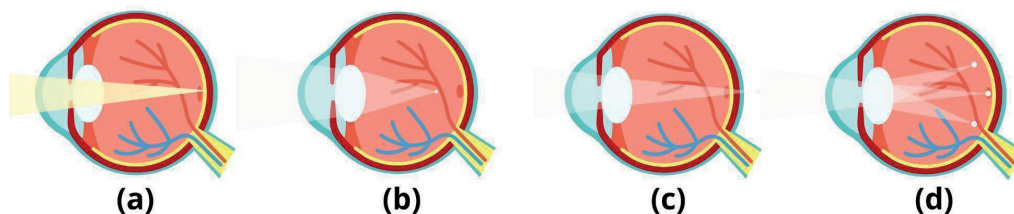
### 2.1.2 Hipermetropia

A hipermetropia é um erro de refração que afeta a visão de perto. Neste caso, quanto mais próximo do olho estiver o objeto, mais para trás da retina a imagem se formará (Geraissate, 2000), uma vez que o globo ocular é mais curto (Figura 2(c)) do que no olho normal (Cardoso; Batista; Sousa, 2019). Neste caso, o olho precisa realizar um esforço para ver um objeto a uma pequena distância, o que sobrecarrega sua acomodação visual, ocorrendo um afastamento do ponto próximo. Desta forma, para que a imagem não fique desfocada, há a necessidade de colocar o objeto a ser observado a uma distância maior que a normal (cerca de 25 cm).

### 2.1.3 Astigmatismo

O astigmatismo é um erro refrativo devido à diferença na curvatura de uma ou mais superfícies refrativas do globo ocular (Rayes *et al.*, 2007), fazendo com que a luz seja refratada de forma irregular, criando pontos focais distintos na retina (Silva; Sonoda; Marques, 2021) (Figura 2(d)). O sintoma mais comum do astigmatismo é a percepção de imagens embaçadas ou distorcidas (Damian; Franco, 2012), que podem afetar tanto a visão de perto quanto a visão de longe.

**Figura 2** - (a) Olho normal; (b) olho míope; (c) olho hipermetrope; (d) olho com astigmatismo.



Fonte: Construção das Autoras.

## 2.1.4 Presbiopia

A presbiopia é a mais comum das desordens refrativas da vida adulta, estando relacionada à diminuição da amplitude de acomodação (Werner *et al.*, 2000). Neste caso, perde-se a capacidade de focalizar a visão adequadamente para curtas distâncias (Duarte *et al.*, 2003).

## 2.2 CORREÇÕES DOS PROBLEMAS DE VISÃO COM LENTES

Os defeitos de refração ocular podem ser compensados por sistemas ópticos corretivos baseados em lentes delgadas (óculos de grau ou lentes de contato). A correção óptica consiste em ajustar a posição do foco da imagem sobre a retina, de modo que os raios provenientes de um ponto no objeto converjam adequadamente após atravessar a lente corretiva e os meios refrativos do olho (Bicas, 1997b).

Essa situação equivale à tentativa de minimizar efeitos de aberrações cromáticas utilizando-se sistemas ópticos compostos por duas lentes acopladas. A seguir, são apresentadas as equações das distâncias focais resultantes do acoplamento de lentes perpendiculares ao eixo principal e acopladas paralelamente. A Equação (1) descreve o caso de duas lentes separadas por uma distância  $d$ , em que  $f_1$  e  $f_2$  são as respectivas distâncias focais das lentes utilizadas. A Equação (2) refere-se ao caso de duas lentes justapostas, uma convergente e outra divergente, desprezando-se a distância entre elas (Pionório; Rodrigues Jr; Bertuola, 2008).

$$\frac{1}{f} = \frac{1}{f_1} + \frac{1}{f_2} - \frac{d}{f_1 f_2}, \quad (1)$$

$$\frac{1}{f} = \frac{1}{f_1} + \frac{1}{f_2}. \quad (2)$$

A unidade de medida da correção óptica é a dioptria (D), que indica a potência ( $P$ ) de uma lente (grau), ou seja, sua capacidade de focalizar luz paralela a uma curta distância (Tipler; Mosca, 2012), sendo definida como o inverso da distância focal ( $f$ ) em metros (m), conforme a Equação (3):

$$P = \frac{1}{f}. \quad (3)$$

Uma potência positiva indica uma lente convergente, enquanto a negativa indica uma lente divergente. Por exemplo, uma lente convergente de distância focal +0,20 m tem potência de +5,0 D (Moreira, 2001).

Na miopia, o sistema óptico do olho é excessivamente convergente, fazendo com que a imagem de objetos distantes se forme antes da retina. Para a sua correção, existe a necessidade do uso de

lentes corretivas esféricas divergentes, para as quais  $f < 0$  e, como consequência, o grau da lente deve ser negativo (Cardoso; Batista; Sousa, 2019).

A hipermetropia ocorre quando o olho apresenta convergência insuficiente, e a imagem de objetos próximos se forma atrás da retina. Nesse caso, a correção é realizada por meio de lentes esféricas convergentes com  $f > 0$  e, conseqüentemente, o grau da lente deve ser positivo (Cardoso; Batista; Sousa, 2019).

O astigmatismo é uma ametropia geralmente causada pela curvatura irregular (elipsoidal) da córnea ou do cristalino, que em um olho normal tem curvatura esférica. Se a córnea ou o cristalino apresentam tal deformidade, a visão torna-se turva para objetos próximos e distantes, porque geram uma imagem desfocada na retina (Silva; Sonoda; Marques, 2021). Para corrigir esta anomalia podem ser indicadas lentes de óculos cilíndricas (Moreira, 2001).

A presbiopia está relacionada à perda progressiva da capacidade de acomodação do cristalino, impedindo o foco adequado em objetos próximos e pode ser corrigida através de lentes esféricas convergentes (Serway; Jewett Jr, 2019). Para este problema, são utilizadas lentes multifocais, nas quais diferentes zonas ópticas são projetadas para distintas distâncias de observação (Bicas, 1997b).

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste trabalho, foram elaborados experimentos para simular a correção de problemas de refração no olho humano, miopia e hipermetropia. Para isso, utilizou-se duas lentes acopladas, uma representando o cristalino e a outra a lente corretiva. Com o intuito de utilizar materiais de fácil acesso, o cristalino foi representado por uma lupa esférica biconvexa e para a correção das ametropias foram utilizadas lentes de óculos sem uso, uma divergente e outra convergente (Figura 3). O astigmatismo e a presbiopia não foram tratados devido à necessidade da simulação do cristalino com curvatura irregular, além de lentes cilíndricas e multifocais para a correção, respectivamente.

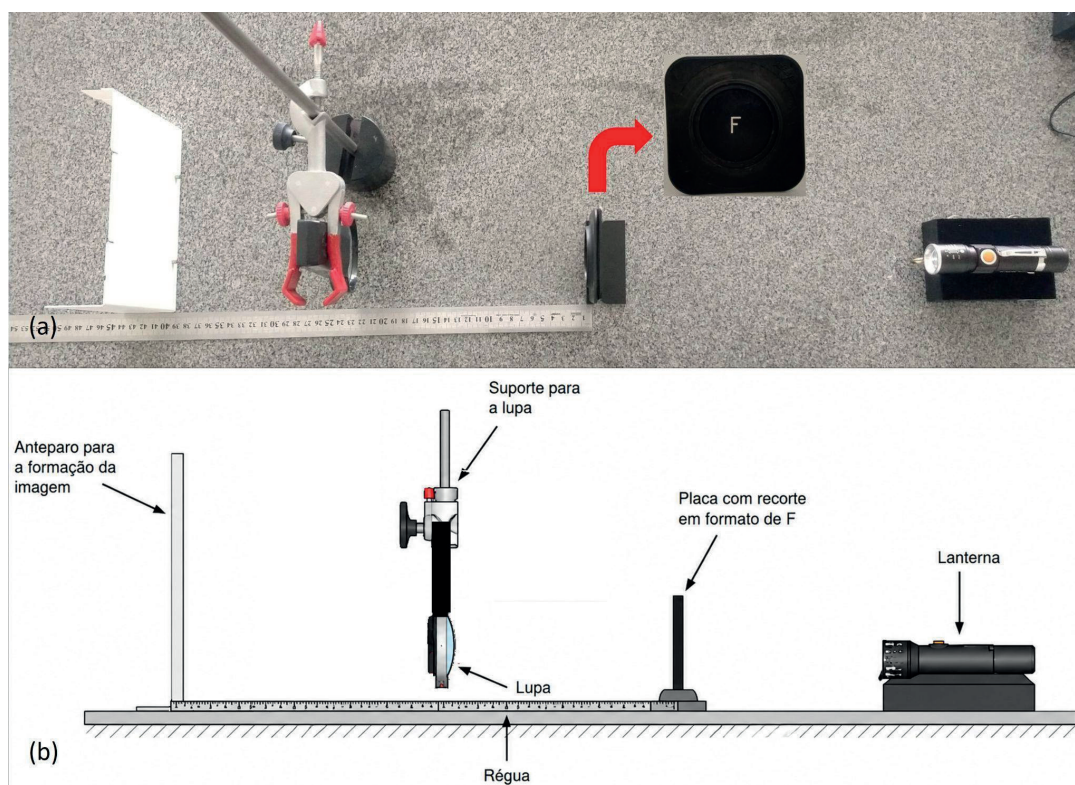
**Figura 3** - Lentes utilizadas no experimento: lupa e lentes de óculos divergente e convergente, respectivamente.



Fonte: Construção das Autoras.

O banco óptico utilizado (Figura 4(a)) foi constituído por uma placa com recorte em formato de F com dimensões 1 cm x 0,6 cm, um suporte para posicionar a lupa, um anteparo, para representar a retina, e uma fonte de luz branca (lanterna). A Figura 4(b) apresenta um esquema para representação do banco óptico utilizado no estudo da formação da imagem.

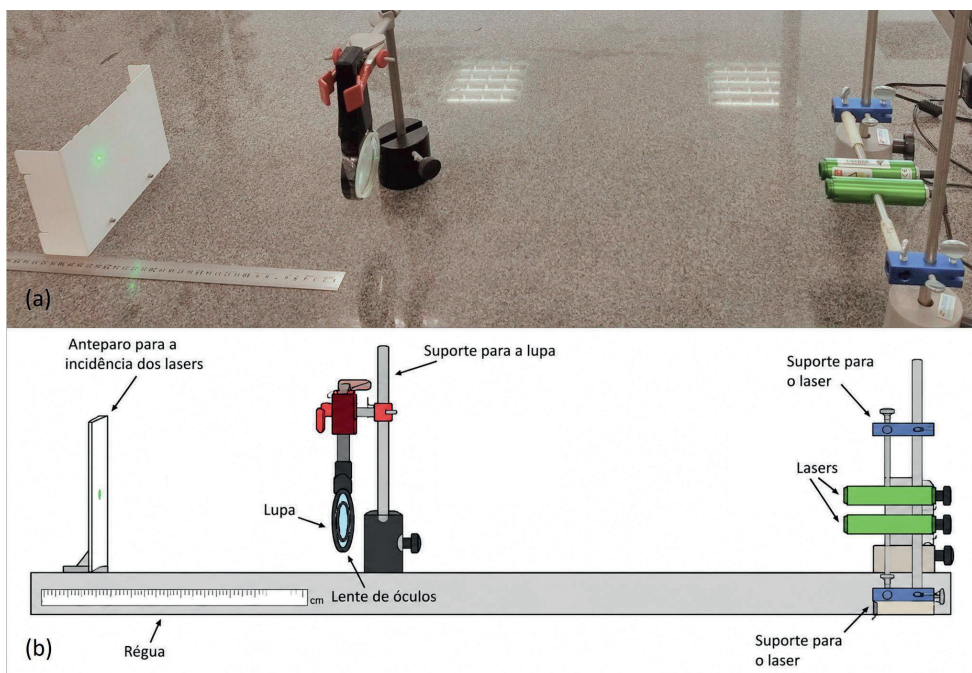
Figura 4 - (a) Banco óptico para a análise de imagens; (b) representação esquemática.



Fonte: Construção das Autoras.

A distância focal da lente divergente foi determinada com o acoplamento de uma lente convergente, de distância focal conhecida, utilizando-se a Equação (2) e desprezando-se a distância entre elas. Assim como para a determinação da distância focal das lentes convergentes (lupas e lente de óculos), foram utilizados dois lasers paralelos (Figura 5(a)), como realizado no trabalho de Menezes *et al.* (2024). A Figura 5(b) apresenta um esquema que representa o banco óptico utilizado para a determinação da distância focal da lente divergente.

**Figura 5 -** (a) Banco óptico para a determinação da distância focal do acoplamento de lentes; (b) representação esquemática.



Fonte: Construção das Autoras.

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

### 4.1 DISTÂNCIA FOCAL

Os valores das distâncias focais ( $f_{exp}$ ) determinadas para a lupa e para a lente convergente de óculos (LCO) estão dispostos na Tabela 1, sendo que a medida de referência ( $f_{ref}$ ) foi obtida com a Equação (3), utilizando-se a dioptria (D) fornecida na prescrição óptica dos óculos. A lupa não possui valor de referência por não se tratar de uma lente com prescrição óptica. Na tabela, pode-se observar o erro relativo percentual de  $f(e_r(f))$ , obtido pela Equação (4) (Vuolo, 1996).

$$e_r(f) = \left| \frac{f_{exp} - f_{ref}}{f_{ref}} \right| \times 100\%. \tag{4}$$

**Tabela 1 -** Distâncias focais obtidas para a lupa e a LCO.

Lente	$f_{exp}$ [m]	$f_{ref}$ [m]	$D_{exp}$	$D_{ref}$	$(e_r(f))$ [%]
Lupa	+0,15	-	-	-	-
LCO	+0,28	+0,2857	+3,57	+3,50	2,00

Fonte: Construção das Autoras.

Para a determinação da distância focal ( $f_{exp}$ ) da lente divergente de óculos (LDO) por meio da Equação (2), realizou-se dois experimentos, acoplando-se uma lente esférica convergente (LC) e uma lupa. Os resultados obtidos estão dispostos na Tabela 2.

Tabela 2 - Distâncias focais obtidas para a LDO acoplando-a a lentes convergentes (LC e lupa).

Lente	f da LC [m]	f <sub>exp</sub> do acoplamento [m]	f <sub>exp</sub> da LDO [m]	f <sub>ref</sub> da LDO [m]	(e <sub>r</sub> (f)) da LDO [%]	D <sub>ref</sub> da LDO
LC	+0,100	+0,142	-0,338	-0,333	1,50	-3,00
Lupa	+0,150	+0,280	-0,323	-0,333	3,00	-3,00

Fonte: Construção das Autoras.

Os resultados encontrados para as distâncias focais mostram boa concordância entre os valores de referência e os valores experimentais, com erros relativos percentuais que variam entre 1,5% e 3,0%, o que valida os métodos utilizados para a obtenção das medidas. Essa pequena diferença pode estar associada à utilização de instrumentos didáticos simples, imprecisões nas leituras das distâncias e/ou possível desalinhamento do aparato experimental, e está dentro do esperado para esse tipo de experimento.

## 4.2 SIMULAÇÃO E CORREÇÃO DA MIOPIA

Para simular um olho com miopia, primeiramente, foi reproduzida a visão normal de um objeto colocado na distância adequada para a formação da imagem na retina. Para isso, utilizou-se a placa com recorte em formato de F, posicionada a 54,6 cm da lupa que representava o cristalino, com distância focal de 15 cm.

A equação de Gauss relaciona a posição do objeto e de sua imagem com a distância focal de uma lente esférica delgada, da seguinte forma:

$$\frac{1}{f} = \frac{1}{p_1} + \frac{1}{p_2}, \quad (5)$$

onde  $f$  é a distância focal da lente e  $p_1$  e  $p_2$  são as distâncias do centro óptico da lente ao objeto e à imagem, respectivamente (Halliday; Resnick; Walker, 2009).

Dessa forma, para uma visão sem defeito, com boa nitidez, o anteparo que representava a retina foi posicionado na posição  $p_2$  igual a 20,7 cm, sendo a posição  $p_1$  igual a 54,6 cm.

A ampliação lateral da lente, que mede o quanto a imagem de um objeto é ampliada ou reduzida, é dada por

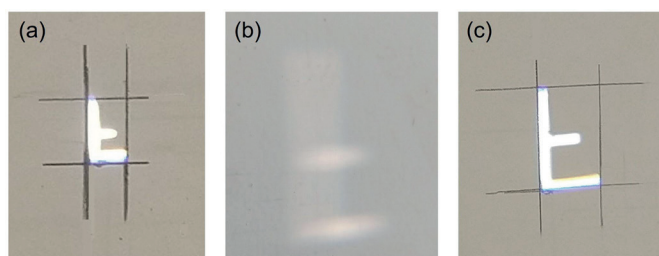
$$m = -\frac{p_2}{p_1}, \quad (6)$$

na qual um número negativo significa que a imagem tem direção oposta (Halliday; Resnick; Walker, 2009). Para essa simulação, a ampliação lateral  $m$  vale -0,38 e pode-se observar, na Figura 6(a), que a imagem está de acordo com o previsto, sendo nítida, invertida e com dimensões muito próximas a 0,38 cm x 0,23 cm (marcadas com lápis), que são as dimensões teóricas da imagem.

Na visão com miopia, a imagem se forma antes da retina e para simular esta situação, a distância do anteparo foi modificada de 20,7 cm para 54,6 cm, representando um globo ocular alongado, formando a imagem da Figura 6(b).

Para simular a correção da visão míope, uma lente divergente de distância focal -33,3 cm (-3,0D) foi acoplada à lupa (cristalino), sendo a distância focal teórica do conjunto, determinada pela Equação (2), igual a 27,3 cm. Estando o objeto a uma distância  $p_1$  igual a 54,6 cm, a distância  $p_2$  para a formação da imagem nítida sobre a retina foi de 54,6 cm, onde o anteparo foi posicionado. Desta forma, houve a formação de uma imagem com ampliação lateral  $m$  igual a -1 (Figura 6(c)), com as dimensões bem próximas as do objeto (1,0 cm x 0,6 cm).

**Figura 6** - Simulação da imagem com visão (a) normal; (b) míope; (c) míope com lente corretiva.



Fonte: Construção das Autoras.

Com base nos resultados expostos na Figura 6, pode-se concluir que o modelo físico proposto reproduz adequadamente a visão de um olho míope e a sua correção, sendo possível avaliar o efeito de lente divergente sobre a distância focal do sistema óptico.

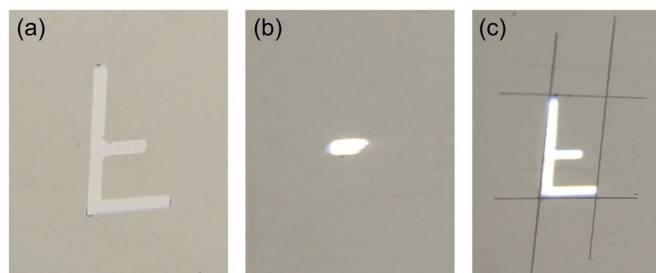
### 4.3 SIMULAÇÃO E CORREÇÃO DA HIPERMETROPIA

De maneira análoga, para a simulação de um olho com hipermetropia, como primeiro passo, foi reproduzida a visão normal de um objeto colocado na distância adequada para a formação da imagem na retina. Para isso, utilizou-se a placa com recorte em formato de F e esta foi posicionada a 19,5 cm da lupa que representava o cristalino. Utilizando-se a equação de Gauss (Equação (5)), chegou-se a um valor de  $p_2$  igual a 65 cm para o posicionamento do anteparo que representava a retina, de modo a formar uma imagem com boa nitidez em uma visão sem defeito. Para esses valores de  $p_1 = 19,5$  cm e  $p_2 = 65,0$  cm, o valor da ampliação lateral  $m$  foi -3,33, resultando em uma imagem invertida de dimensões 3,3 cm x 2,0 cm, que pode ser observada na Figura 7(a).

Na visão com hipermetropia a imagem se forma depois da retina e, para simular esta situação, a distância do anteparo foi modificada de 65,0 cm para 19,8 cm, representando um globo ocular mais curto, formando a imagem da Figura 7(b).

Para corrigir a visão com hipermetropia, uma lente convergente de distância focal 28,57 cm (+3,50D) foi acoplada à lupa que representava o cristalino, sendo a distância focal do conjunto igual a 9,83 cm. Como o objeto estava situado a uma distância  $p_1$  igual a 19,5 cm, a distância  $p_2$  para posicionar o anteparo e restabelecer a formação de uma imagem nítida sobre a retina foi de 19,82 cm, com ampliação lateral -0,98 (Figura 7(c)).

**Figura 7** - Simulação da imagem com visão (a) normal; (b) hipermetrópe; (c) hipermetrópe com lente corretiva.



Fonte: Construção das Autoras.

Analisando-se a Figura 7, observa-se a correção da imagem vista por um olho hipermetrópe, através do uso de uma lente convergente, demonstrando que os valores quantificados estão de acordo com a correção óptica esperada.

Os resultados obtidos demonstram que o modelo de acoplamento de lentes proposto é uma ferramenta didática interessante, pois possibilita a visualização dos processos ópticos envolvidos na visão e em alguns dos seus defeitos. Essa abordagem experimental favorece a aprendizagem significativa de conceitos como potência dióptrica, foco, formação de imagem e ampliação lateral, tradicionalmente considerados de difícil compreensão quando abordados apenas de forma teórica. Além disso, o uso de materiais acessíveis como lentes de óculos e lupas facilita a sua aplicação em ambientes escolares e acadêmicos.

Como perspectiva futura, o modelo pode ser expandido por meio da utilização de elementos ópticos alternativos capazes de representar variações da curvatura do cristalino, como lentes flexíveis preenchidas com líquidos, como a construída por Menezes *et al.*, 2024. Tais modificações poderiam permitir a investigação experimental mais aprofundada do processo de acomodação visual e de outras ametropias, como a presbiopia e o astigmatismo. Além disso, o aparato experimental apresenta potencial para aplicação em metodologias investigativas e abordagens de aprendizagem baseada em problemas, nas quais os estudantes possam propor hipóteses, realizar medições experimentais e analisar quantitativamente os efeitos ópticos associados à formação de imagens no olho humano.

## 5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O presente trabalho apresentou o desenvolvimento e a análise de um modelo experimental de baixo custo para simular o comportamento óptico do olho humano e os principais defeitos de visão, miopia e hipermetropia, bem como suas respectivas correções por meio de lentes convergentes e divergentes. O sistema proposto neste artigo, composto por duas lentes esféricas delgadas acopladas, representa uma aproximação simplificada da correção de erros de refração que afetam o olho humano. Embora não reproduza todos os possíveis problemas de visão, ele explora de forma coerente alguns parâmetros ópticos do olho, como a distância focal, a diferença entre olhos normais, míopes e hipermetropes e o papel da potência dióptrica na correção de defeitos visuais. Essa simplificação permite a visualização da formação da imagem e da ação das lentes corretivas, sem muita complexidade matemática. A aplicação da equação de Gauss e da ampliação lateral permitiu análises quantitativas na formação da imagem e erros inferiores a 3%, na determinação da distância focal das lentes estudadas, validaram a precisão do método utilizado.

Os resultados obtidos neste trabalho mostram que o modelo experimental de acoplamento de lentes aqui desenvolvido permite compreender de maneira didática o funcionamento da visão humana e suas correções ópticas. Contudo, deve-se ressaltar que o sistema proposto constitui uma aproximação simplificada do olho humano, uma vez que o cristalino foi representado por uma lente de curvatura fixa, diferentemente do sistema biológico real, no qual ocorre acomodação visual por meio da variação da curvatura do cristalino. Mesmo com essa simplificação, o modelo mostrou-se adequado para representar qualitativamente e quantitativamente os principais fenômenos ópticos relacionados à miopia, hipermetropia e suas correções.

Além disso, o modelo desenvolvido tem grande potencial pedagógico para o ensino de óptica e fisiologia da visão. Sua construção com materiais acessíveis favorece o uso em escolas e laboratórios didáticos, promovendo a aprendizagem ativa e a experimentação, facilitando a compreensão de conceitos abstratos frequentemente associados à óptica geométrica. Assim, o modelo proposto contribui não apenas para a compreensão conceitual dos fenômenos ópticos, mas também aproxima os estudantes da aplicação prática dos princípios físicos no cotidiano.

## AGRADECIMENTOS

Agradecemos à Unipampa, UFFS e Fundação Araucária pelo auxílio financeiro com bolsas de iniciação científica (Chamada Interna PROPI N° 03/2025 - PRO-IC - Modalidade Incentivo à Pesquisa; Chamada Interna PROPI N° 06/2025 - PRO-IC - Modalidade Mulheres na Ciência, projeto sob registro 2025.PE.IT.4084; EDITAL N° 153/GR/UFFS/2024, projetos sob registro PRISMA PES-2024-0326 e PES-2024-0327; EDITAL N° 154/GR/UFFS/2024, projeto sob registro PRISMA

PES-2024-0366; EDITAL N° 72/GR/UFGS/2025, projetos sob registro PRISMA PES-2025-0197, PES-2025-0198; Ótica Schuster - Laranjeiras do Sul/PR.

## REFERÊNCIAS

- ATCHISON, D. A.; SMITH, G. **Optics of the human eye**. Oxford: Butterworth-Heinemann, 2000.
- BARROS, E. V.; DIAS, V. G. Incidência das ametropias no Hospital Universitário em Campo Grande (MS) entre 1996 e 1998. **Arquivos Brasileiros de Oftalmologia**, v. 63, n. 3, p. 203-210, 2000.
- BARROS, L. G. **Impacto da análise de nitidez em métodos de classificação de imagens de madeira**. 2013. Dissertação (Mestrado em Computação Aplicada) - Universidade Estadual de Ponta Grossa, Ponta Grossa, 2013.
- BICAS, H. E. A. Morfologia do sistema visual. **Medicina (Ribeirão Preto)**, v. 30, n. 1, p. 7-15, 1997a.
- BICAS, H. E. A. Ametropias e presbiopia. **Medicina (Ribeirão Preto)**, v. 30, n. 1, p. 20-26, 1997b.
- BRASIL. Ministério da Educação. **Base Nacional Comum Curricular**. Brasília, DF: MEC, 2018. Disponível em: <http://basenacionalcomum.mec.gov.br/>. Acesso em: 13 maio 2026.
- CARDOSO, R. S.; BATISTA, J. A.; SOUSA, K. C. S. **Óptica geométrica e a visão do olho humano**. Maranhão: Universidade Federal do Maranhão, 2019.
- DAMIAN, R. P.; FRANCO, R. S. Astigmatismo. **Revista de Actualización Clínica**, v. 19, p. 916, 2012.
- DUARTE, W. R.; BARROS, A. J. D.; DIAS-DA-COSTA, J. S.; CATTAN, J. M. Prevalência de deficiência visual de perto e fatores associados: um estudo de base populacional. **Cadernos de Saúde Pública**, v. 19, n. 2, p. 551-559, 2003.
- GERAISSATE, E. Hipermetropia. **Arquivos Brasileiros de Oftalmologia**, v. 63, n. 6, p. 499-504, 2000.
- GUEDES, A. F.; BRAUN, L. F. M.; RIZZATTI, M. R. Simulador Didático do Cristalino Ocular. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, v. 22, n. 1, p. 137-144, 2000.

HALLIDAY, D.; RESNICK, R.; WALKER, J. **Fundamentos de física: Óptica e Física Moderna**. Rio de Janeiro: LTC, 2009.

HELENE, O.; HELENE, A. F. Alguns aspectos da óptica do olho humano. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, v. 33, n. 3, p. 3312, 2011.

JANKOV, M.; MROCHEN, M.; SCHOR, P.; CHAMON, W.; SEILER, T. Frentes de ondas (wave-fronts) e limites da visão humana Parte 1 - Fundamentos. **Arquivos Brasileiros de Oftalmologia**, v. 65, p. 679, 2002.

MACHADO, C. G. **A óptica do olho humano**. Guarapuava: Secretaria de Estado da Educação do Paraná, 2014.

MENEZES, V. M.; BRUNORO, R. P.; MICHELETTO, Y. M. S.; SOUZA, V. A. C. e; FREITAS, A. Estudo de lentes esféricas biconvexas de foco fixo e ajustável construídas com materiais de fácil acesso. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, v. 46, n. 1, p. e20240244, 2024.

MOREIRA, A. T. R. Hipermetropia. **Arquivos Brasileiros de Oftalmologia**, v. 64, p. 3, 2001.

PIONÓRIO, N.; RODRIGUES JR., J. J.; BERTUOLA, A. C. Correções da aberração cromática no contexto da óptica geométrica. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, v. 30, n. 3, p. 3315, 2008.

RAYES, T. R.; RAYES, T. G.; EING, F.; NETO, H. P. G.; MARQUARDT, F. A.; RAYES, A. Prevalência do astigmatismo e distribuição de seu eixo em pacientes de um serviço oftalmológico privado. **Revista Brasileira de Oftalmologia**, v. 66, n. 6, p. 369-374, 2007.

SÁ, L. C. F.; PLUTT, M. Acomodação. **Arquivos Brasileiros de Oftalmologia**, v. 64, n. 4, 2001.

SEELEY, R. R.; STEPHENS, T. D.; TATE, P. **Anatomia & Fisiologia**. Loures: Lusodidacta, 2001.

SERWAY, R. A.; JEWETT JR., J. W. **Física para cientistas e engenheiros: luz, óptica e física moderna**. 3. ed. São Paulo: Cengage, 2019.

SILVA, F. K.; SONODA, R. T.; MARQUES, L. C. Ectasia corneana: Astigmatismo e riscos à integridade ocular. **Revista International Integralize Scientific**, v. 6, n. 1, p. 34-41, 2021.

TIPLER, P. A.; MOSCA, G. **Física para cientistas e engenheiros: eletricidade e magnetismo, óptica**. Rio de Janeiro: LTC, 2012.

TOSSATO, C. R. A função do olho humano na óptica do final do século XVI. **Scientiae Studia**, v. 3, n. 3, p. 415-441, 2005.

TOSSATO, C. R. Os fundamentos da óptica geométrica de Johannes Kepler. **Scientiae Studia**, v. 5, n. 4, p. 471-499, 2007.

TRIERVEILER, G.; FLEMMING, J. Experimento para modelar a acomodação do olho humano. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, 2019.

VENTURA, H. **Simulação da profundidade de campo**. 2009. Dissertação (Mestrado em Engenharia Informática) - Universidade Nova de Lisboa, Lisboa, 2009.

VIEIRA, P. G.; ALMEIDA, E.; ROCHA, L. W.; PROTTI, C. C. Acomodação Visual. **Ciência & Saúde em Foco**, São Paulo, v. 1, 2020.

VUOLO, J. H. **Fundamentos da teoria dos erros**. 2. ed. São Paulo: Blucher, 1996.

WERNER, L.; TRINDADE, F.; PEREIRA, F.; WERNER, L. Fisiologia da acomodação e presbiopia. **Arquivos Brasileiros de Oftalmologia**, v. 63, n. 6, 2000.

YOUNG, H. D.; FREEDMAN, R. A. **Física IV: Óptica e Física Moderna**. 12. ed. São Paulo: Pearson Addison Wesley, 2009.