

VII ELEMENTOS DE ÓPTICA

18. Elementos de óptica geométrica

As características dos componentes ópticos habitualmente utilizados, tais como espelhos e lentes, podem ser completamente obtidas a partir das propriedades das ondas anteriormente referidas. No entanto, esses cálculos são geralmente bastante complexos, de modo que na maioria das aplicações, assume-se que: as dimensões desses componentes são muito maiores do que o comprimento de onda da luz (o que é verdade para a maior parte dos casos) e que é possível aproximar um feixe luminoso a um conjunto de raios que se mantêm perpendiculares à frente de onda (ver figura 73). Nestas condições, admite-se que um raio luminoso num meio homogêneo tem sempre uma trajectória rectilínea, só apresentando desvios quando encontra uma interface entre dois meios. Aos cálculos realizados utilizando estas aproximações dá-se o nome de **óptica geométrica**.

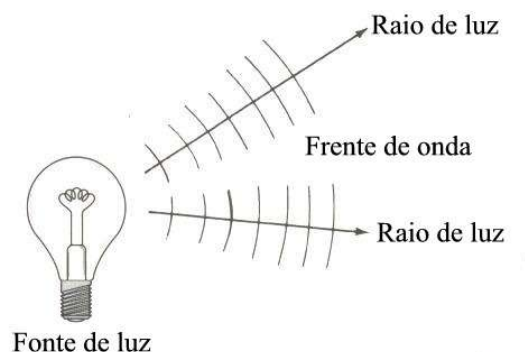


Figura 73 - Representação da aproximação feita em óptica geométrica, onde as frentes de onda de um feixe luminoso são descritas através de um conjunto de raios que se propagam perpendicularmente à frente de onda. (Adapt. de P. Davidovits, 2001).

18.1 Índices de refração, Lei de Snell e ângulo crítico

Como já se referiu anteriormente, o modo de propagação de uma onda altera-se quando atravessa uma interface entre dois meios. Nomeadamente, altera a sua velocidade de propagação. Tomando o caso da luz, como é sabido, no vácuo, a velocidade de propagação tem o valor $3 \times 10^8 \text{ m s}^{-1}$. No entanto, em qualquer outro meio material, a velocidade da luz toma um valor menor e que cumpre a relação:

$$v = \frac{c}{n}, \quad \text{equação 66}$$

onde v é a velocidade da luz no meio considerado, c a velocidade da luz no vácuo e n o índice de refração do meio, necessariamente maior do que 1.

Definido o índice de refração de um material é possível estabelecer as relações existentes entre o ângulo de incidência, θ_1 , de um raio numa interface e o ângulo de refração, θ_2 , através da **Lei de Snell**:

$$\frac{\text{sen}\theta_1}{\text{sen}\theta_2} = \frac{n_2}{n_1}, \quad \text{equação 67}$$

n_1 tem o significado de índice de refração do primeiro meio e n_2 o índice de refração do segundo meio.

Na figura 74 encontram-se representadas duas situações distintas. Na alínea a) um caso em que o índice de refração do meio 2 é maior do que o índice de refração do meio 1 (por exemplo, um raio de luz que atravessa uma interface ar/água). Já na alínea b) a situação ilustrada é a de no meio 2 existir um índice de refração menor do que no meio 1, verificando-se, portanto, θ_1 menor do que θ_2 . Neste segundo caso, observa-se que existe um ângulo de incidência a partir do qual deixa de existir refração. Ou seja, para esse **ângulo crítico**, a refração é tangente à interface e para valores superiores a esse ângulo existe **reflexão total** do raio.

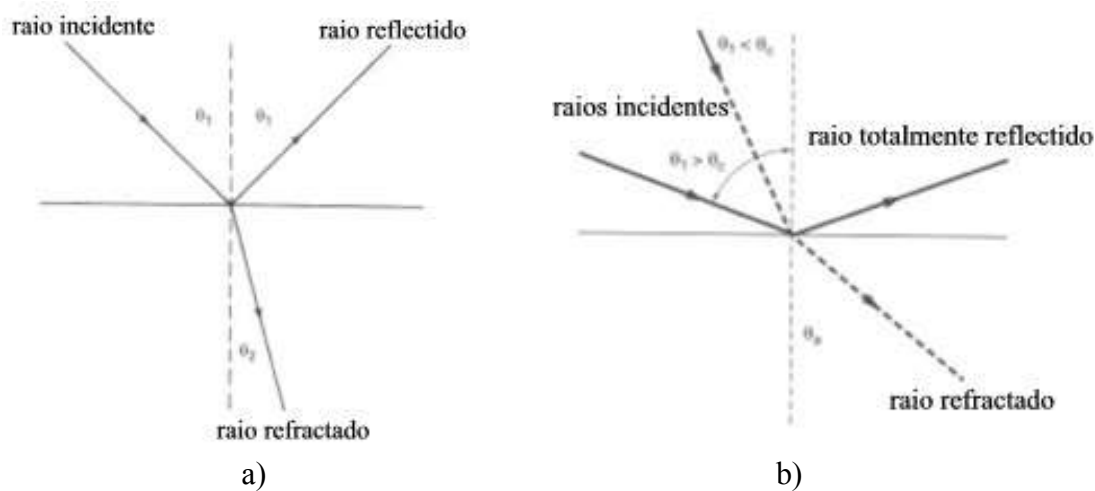


Figura 74 - a) Representação do raio incidente, refletido e refratado quando passa de um meio com um índice de refração menor para outro com um índice de refração maior. b) Representação da trajetória dos raios quando o índice de refração do meio 1 é maior do que o índice de refração do meio 2. A tracejado encontra-se o raio incidente e o raio refratado numa situação em que o ângulo de incidência é menor do que o ângulo crítico. A cheio a situação em que o ângulo de incidência é maior do que o ângulo crítico. (Adapt. de P. Davidovits, 2001).

18.2 Lentes

Existem, basicamente, dois tipos de lentes: as convergentes e as divergentes. Relativamente à sua geometria, as primeiras são convexas e as segundas côncavas. Nas lentes convexas verifica-se que, quando um feixe de raios paralelos passa pela lente, converge num único ponto — o **foco** — a uma determinada distância da lente — **distância focal**, f (ver figura 75). Invertendo a situação, verifica-se que se a lente for atravessada por um conjunto de raios provenientes de uma fonte pontual colocada num ponto à distância focal da lente, esse feixe transforma-se num conjunto de raios paralelos.

No caso das lentes divergentes, verifica-se que, quando um feixe de raios paralelos atinge a lente, estes passam a ser divergentes, aparentando provirem de uma fonte pontual (ver figura 76). Neste caso, chama-se foco a essa fonte virtual e, analogamente ao que se passa com as lentes convergentes, denomina-se distância focal à distância entre esse ponto e a lente.

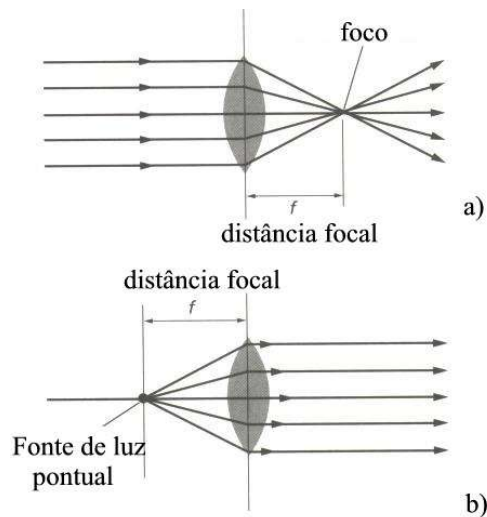


Figura 75 - Representação da trajetória de um feixe de luz a) paralelo, b) proveniente de uma fonte pontual ao atravessar uma lente convergente. Ilustração do conceito de distância focal. (Adapt. de P. Davidovits, 2001).

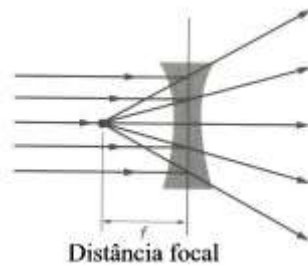


Figura 76 - Representação da trajetória de um feixe de luz paralelo ao atravessar uma lente divergente com indicação da sua distância focal. (Adapt. de P. Davidovits, 2001).

A distância focal de uma lente é determinada através do índice de refração do material de que é constituída e do seu raio de curvatura. Convencionando-se que a luz se propaga da esquerda para a direita e que uma lente apresenta um raio de curvatura positivo quando a superfície com que o raio se depara é convexa e negativo quando essa superfície é côncava, a distância focal, f , de uma lente fina é dada por:

$$\frac{1}{f} = (n - 1) \left(\frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_2} \right), \quad \text{equação 68}$$

onde n é o índice de refração da lente, R_1 o raio de curvatura da primeira superfície e R_2 o raio de curvatura da segunda (repare-se que no caso de uma lente convexa como a apresentada na figura 76, R_1 é positivo, enquanto que R_2 é negativo).

A potência de uma lente é tanto maior quanto menor for a distância focal, sendo definida através da expressão:

$$\text{poder focal} = \frac{1}{f},$$

e expressa em dioptrias (m^{-1}).

Em muitas situações práticas são utilizadas várias lentes em série. Quando as lentes se encontram encostadas, é possível obter a distância focal do conjunto através da expressão:

$$\frac{1}{f_T} = \frac{1}{f_1} + \frac{1}{f_2}.$$

Quando uma fonte pontual (**objecto**) é colocada num ponto a uma distância de uma lente convergente maior do que a distância focal, os raios de luz, após atravessarem a lente, convergem para um ponto ao qual chamamos **imagem real** (ver figura 77 a)). Quando o objecto é colocada num ponto mais próximo da lente do que o foco, os raios provenientes do objecto divergem e a imagem diz-se **virtual**, uma vez que aparece do lado onde o próprio objecto se encontra (ver figura 77 b)).

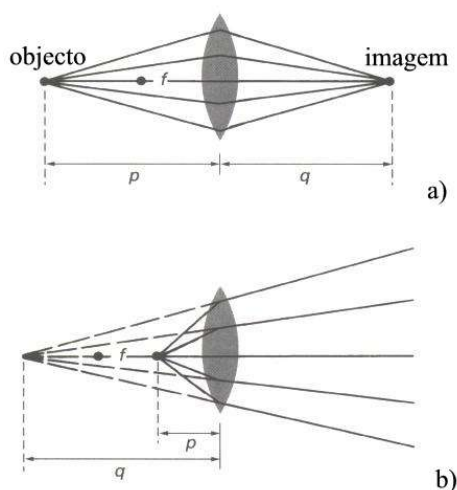


Figura 77 - Representação da trajectória de um feixe de luz proveniente de uma fonte pontual ao atravessar uma lente convergente, quando a) a distância do objecto à lente é superior à distância focal (imagem real), b) a distância do objecto à lente é menor do que a distância focal (imagem virtual). (Adapt. de P. Davidovits, 2001).

Numa lente fina é possível relacionar a distância entre o objecto e a lente, p , a distância entre a imagem e a lente, q , e a distância focal, f , através da relação:

$$\frac{1}{f} = \frac{1}{p} + \frac{1}{q}.$$

Por convenção, q é considerado positivo quando a imagem é formada do lado da lente contrário ao lado do objecto e negativo quando o objecto e a imagem se encontram do mesmo lado da lente.

É também de enorme interesse prático perceber o que é que acontece quando o objecto é colocado não sobre o eixo da lente, como nos casos dos esquemas da figura 77, mas a uma determinada distância desse eixo, como mostra a figura 78. Neste caso,

a razão entre a distância ao eixo da imagem, y , e a distância ao eixo do objecto, x , é igual à razão entre a distância da imagem à lente, q , e a distância do objecto à lente, p :

$$\frac{y}{x} = \frac{q}{p}.$$

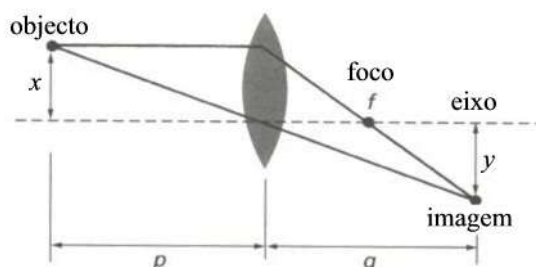


Figura 78 - Representação da trajectória de um feixe de luz proveniente de uma fonte pontual que se encontra a uma determinada distância do eixo óptico. (Adapt. de P. Davidovits, 2001).

Apesar de, até agora, as situações abordadas corresponderem apenas a objectos pontuais, é muito simples generalizar para os casos em que os objectos são extensos. Na verdade, basta pensarmos que cada ponto do objecto se comporta como uma fonte pontual. Desta forma, o formalismo descrito anteriormente é aplicável a qualquer objecto, cumprindo-se, obviamente:

$$\frac{\text{altura da imagem}}{\text{altura do objecto}} = -\frac{q}{p}.$$

Para terminar esta breve introdução à óptica geométrica, parece-nos oportuno discutir o que acontece quando uma lente, ao invés de estar mergulhada no ar⁵⁹, se encontra mergulhada em dois meios distintos, como o representado na figura 79⁶⁰. Sejam n_1 o índice de refacção do meio de onde provêm os raios de luz, n_2 o índice de refacção do meio do outro lado da lente, n_L o índice de refacção do material constituinte da lente, R_1 e R_2 , respectivamente o primeiro e o segundo raios de curvatura da lente, p a distância do objecto à lente e q a distância da imagem à lente, então, é válida a expressão:

$$\frac{n_1}{p} + \frac{n_2}{q} = \frac{n_L - n_1}{R_1} - \frac{n_L - n_2}{R_2}.$$

Para a mesma situação, é possível definir a distância focal efectiva, f , da lente, através da relação:

⁵⁹ Note-se que em todos os casos discutidos nesta secção se presume que as lentes se encontram no ar, ou seja, assume-se que o índice de refacção do meio onde a lente está mergulhada é 1.

⁶⁰ É de referir que esta situação se reveste de especial interesse, uma vez que representa com rigor o que se passa ao nível do olho.

$$\frac{1}{f} = \frac{n_2 - n_1}{R_1} - \frac{n_L - n_2}{R_2}$$

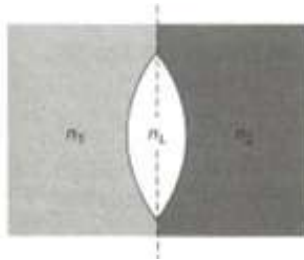


Figura 79 - Representação de uma lente convergente mergulhada entre dois meios de diferentes índices de refração. (Adapt. de P. Davidovits, 2001).

19. A visão humana

A visão é, indubitavelmente, um sentido de extrema importância para observar o que nos rodeia. Estima-se que 70% da informação sensorial recolhida por um indivíduo seja através da visão. Em traços gerais, é possível dividir a visão em três componentes distintas: o estímulo, que consiste nos raios de luz que atingem o olho; os elementos ópticos que constituem o próprio olho e o sistema nervoso que processa e interpreta a informação recolhida.

Além do mais, é interessante realçar algumas das mais notáveis potencialidades do olho humano: 1) combina a possibilidade de observar eventos numa larga gama de ângulos, com uma extrema acuidade no que respeita a um objecto que se encontre exactamente à sua frente; 2) apresenta a possibilidade de adaptar a distância focal e proceder à limpeza da lente de um modo rápido e automático; 3) consegue operar numa extensa gama de intensidades luminosas (cerca de 7 ordens de grandeza diferentes); 4) a córnea possui uma enorme capacidade de reparação dos tecidos de que é constituída; 5) regula de um modo extremamente eficiente a pressão no seu interior; 6) ao nível do processamento cerebral, a informação recolhida por cada um dos olhos é utilizada para fornecer informação tri-dimensional. Por estes motivos, o estudo do funcionamento do olho humano tem ocupado tanto os cientistas, permanecendo algumas das funções mais sofisticadas, principalmente, ao nível do processamento, ainda por explicar.

19.1 Estrutura e funcionamento do olho

Através de um esquema simples do olho humano (figura 80), é possível distinguir as suas principais estruturas. A sua forma é praticamente esférica e possui um diâmetro com cerca de 2.4 cm. A luz atravessa a **córnea** que é um tecido transparente que se encontra na parte anterior do olho. A córnea apresenta um índice de refração muito diferente do correspondente ao ar (ver tabela 5), pelo que impõe aos raios luminosos uma significativa refração. Em seguida, a luz atravessa uma região no interior da qual se encontra o **humor aquoso**, formado maioritariamente por água, na qual se encontram dissolvidos alguns sais. Neste compartimento encontra-se a **íris** (região colorida do olho) que delimita um orifício (a **pupila**) por onde passam os feixes luminosos e que pode ter diâmetros que vão desde 2 mm até 8 mm. É, pois, a íris que controla a quantidade de luz que o olho recebe, determinando as dimensões da pupila que funciona como diafragma. Os raios luminosos atravessam, então, a **lente**

ou **crystalino** que se encontra protegida por uma cápsula e que é responsável pela focagem dos objectos na retina. Esse processo de focagem, ou **acomodação**, que, como se observou anteriormente, é automático está a cargo dos **músculos ciliares** que se encontram ligados à lente através de ligamentos. Quando estes músculos se encontram relaxados a lente apresenta-se com o seu máximo diâmetro e menor espessura, estando na posição apropriada para focar na retina objectos provenientes de grandes distâncias (assume-se que neste caso os raios provenientes desses objectos são paralelos uns aos outros). Pelo contrário, quando os músculos ciliares se contraem, os ligamentos exercem menor pressão sobre a lente, esta relaxa e apresenta um menor diâmetro e uma maior espessura, ou seja, torna-se apta a focar na retina objectos que se encontrem próximos do indivíduo.

Componentes do olho humano	Índice de refração
Córnea	1.37
Humor aquoso	1.33
Superfície das lentes	1.38
Interior das lentes	1.41
Humor vítreo	1.33

Tabela 6 - Índices de refração de diversas componentes do olho humano. (Adapt. A.McCormick e A Elliot, 2001).

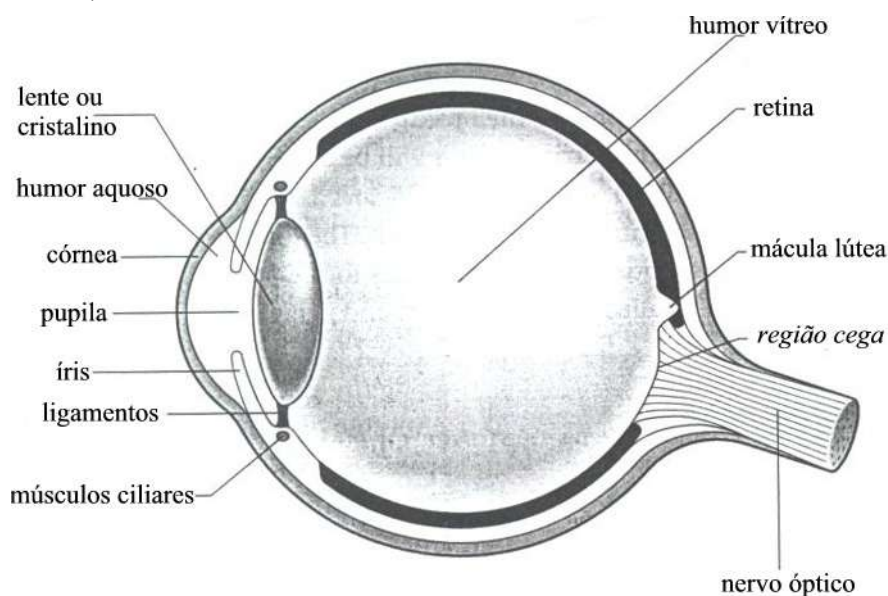


Figura 80 - Esquema da estrutura do olho humano. (Adapt. A.McCormick e A Elliot, 2001).

Após atravessar o cristalino, a luz propaga-se através de uma cavidade cheia de **humor vítreo**, que é uma substância gelatinosa que confere a geometria esférica ao olho. Uma vez chegada à **retina**, região posterior do olho e onde se encontram os receptores da luz) os raios luminosos são transformados em sinais eléctricos através dos **bastonetes** e dos **cones**, células nervosas que funcionam como transdutores. Os primeiros são especializados em detectar diferentes quantidades de luz e encontram-se principalmente na periferia da retina. Os cones são sensíveis a três cores: vermelho, verde e azul, e permitem-nos ter a percepção de todas as restantes, através de combinações pesadas de cada uma destas três. Estão densamente distribuídos na região central da retina, mais próxima do eixo óptico do olho (analisar a tabela 7).

Propriedades	Bastonetes	Cones
Respondem a:	luz fraca	luz intensa
Apresentam a sua máxima sensibilidade ao comprimento de onda:	azul-verde (500 nm)	verde-amarelo (560 nm)
Apresentam uma resolução espacial:	baixa	alta
Quanto à visão a cores:	não apresentam	são necessários, pelo menos, dois tipos de cones
Tempo de adaptação à escuridão:	cerca de 15 minutos	cerca de 5 minutos

Tabela 7 - Algumas propriedades apresentadas pelos bastonetes e pelos cones. (Adapt. A.McCormick e A Elliot, 2001).

No que respeita à estrutura da retina é importante referir ainda dois aspectos: o primeiro é a existência de uma mancha amarela, a **mácula lútea**, situada no eixo óptico e no centro da qual se encontra uma importante área à qual se dá o nome de **fóvea**. A fóvea é a região da retina com maior densidade de cones, permitindo, por isso, uma extrema clareza da imagem projectada nessa zona. Para ilustrar a acuidade desta região, basta chamar a atenção para a densidade de cones na área central da fóvea que é cerca de 150 000 cones por mm². O segundo aspecto, é a existência de uma região da córnea que não possui bastonetes ou cones, e, por esse motivo, denominada de *região cega*, uma vez que é nesse local que se reúnem todas as fibras nervosas provenientes da retina para formar o nervo óptico, que, por sua vez, envia, para o cérebro, toda a informação visual recolhida.

BIBLIOGRAFIA

Livro seguido:

Physics in Biology and Medicine (2001) **Paul Davidovits**, 2ª edição, Harcourt Academic Press.

Outros livros essenciais:

Physics for Scientists and Engineers with Modern Physics (1996), **Raymond A. Serway**, 4ª edição, Saunders College Publishing.

General Physics with Bioscience Essays (1985), **Jerry B. Marion e William F. Hornyak**, 2ª edição, John Wiley & Sons, Inc.

Physics (1988), **Kane e Sternheim**, 3ª edição, John Wiley & Sons, Inc.

Contemporary College Physics (1992) **Edwin R. Jones e Richard L. Childers**, 2ª edição, Addison-Wesley Publishing Company

Fundamentals of Physics (1993) **David Halliday, Robert Resnick e Jearl Walker**, 4ª edição, John Wiley & Sons, Inc.

Physics Principles with Applications (1991) **Douglas C. Giancoli**, 3ª edição, Prentice_Hall International, Inc.

College Physics (1995) **Vincent P. Coletta**, Mosby.

Outra bibliografia consultada:

Processamento de Dados Electroencefalográficos - aplicações à epilepsia (1998) **Carla Silva**, tese de Doutorado apresentada à Universidade de Lisboa.

Essentials of Neural Science and Behavior (1995) **E.R. Kandel, J.H. Schwartz e T.M. Jessell**, Appleton & Lange.

Principles of Neural Science (1985) **E.R. Kandel e J.H. Schwartz**, 2ª edição, Elsevier.

Clinical electroencephalography and event-related potentials. In: *Functional Brain Imaging* (1995), **J.D. Lewine e W.W. Orrison Jr.** Editores: W.W. Orrison Jr., J.D. Lewine, A.J. Sanders e M.F. Hartshorne, Mosby.

Le Cerveau (1984) **vários autores**, Bibliothèque pour la Science.

Principles of Anatomy and Physiology (1996) **G.J. Toratora e S.R. Grabowski**, Harper Collins College Publishers.

Principles of Behavioral Neuroscience (1995) **J. Beatty**, Brown & Benchmark.

Textbook of Medical Physiology (1996) **A.C. Guyton e J.E. Hall**, 9ª edição, Saunders.

Human Physiology (1998) **A. Vander, J. Sherman e Dorothy Luciano**, 7ª edição, WCB McGraw-Hill.

Medical Imaging Physics (1979), **William R. Hendee e E. Russell Ritenour**, 3ª edição, Mosby Year Book.

Health Physics (2001), **A. McCormick e A. Elliot**, Editor: David Sang, Cambridge University Press.