



AMERICAN ACADEMY  
OF OPHTHALMOLOGY®  
Protecting Sight. Empowering Lives.

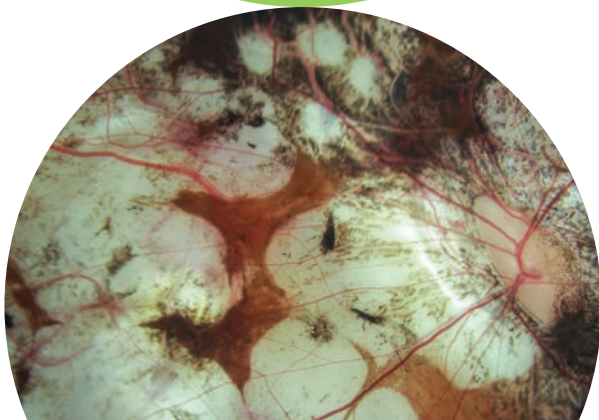
3

# OPTYKA KLINICZNA

Redakcja wydania polskiego  
MARTA MISIUK-HOJŁO  
MAREK RĘKAS

**BCSC**  
Basic and Clinical  
Science Course™

**edra**  
URBAN & PARTNER





AMERICAN ACADEMY  
OF OPHTHALMOLOGY®  
Protecting Sight. Empowering Lives.

---

# OPTYKA KLINICZNA

---

Redakcja wydania polskiego  
MARTA MISIUK-HOJŁO  
MAREK RĘKAS

2018–2019  
**BCSC**  
Basic and Clinical  
Science Course™

Tytuł oryginału: *Basic and Clinical Science Course™, Section 3: Clinical Optics*  
AMERICAN ACADEMY OF OPHTHALMOLOGY. Protecting Sight. Empowering Lives.™

Copyright © 2018 American Academy of Ophthalmology. All rights reserved.  
No part of this publication may be reproduced without written permission.  
© Copyright for the Polish edition by Edra Urban & Partner, Wrocław 2020.

Redakcja naukowa wydania polskiego: prof. dr hab. n. med. Marta Misiuk-Hojło, płk prof. dr hab. n. med. Marek Rękas

Tłumaczenie z języka angielskiego:

lek. Wojciech Dyda (rozdz. 8)

lek. Aleksandra Kicińska (rozdz. 9)

dr inż. Monika Borwińska (rozdz. 2, 4)

dr Katarzyna Kołacz (rozdz. 1)

dr n. med. Joanna Przędziecka-Dołyk, MD, OD, ChM Clinical Ophthalmology, FEBO

(rozdz. 3, 5, 6, 7)

dr n. med. Izabela Nowak-Gospodarowicz (Wprowadzenie, Cele publikacji, Pytania testowe, Odpowiedzi)

Prezes Zarządu: Giorgio Albonetti

Dyrektor wydawniczy: lek. med. Edyta Błażejewska

Redaktor tekstu: Jolanta Kardela

Redaktor prowadzący: Dorota Lis-Olszewska

Opracowanie skorowidza: Zofia Szamrowicz

ISBN 978-83-66548-52-7

Edra Urban & Partner

ul. Kościuszki 29, 50-011 Wrocław

tel.: 71 726 38 35

biuro@edraurban.pl

www.edraurban.pl

Łamanie i przygotowanie do druku: Barbara Włodarczyk

Druk i oprawa: Zakład Poligraficzny Moś i Łuczak Sp. J.

# Spis treści

Przedmowa . . . . .	xv
<b>WPROWADZENIE: Podstawy optyki i refrakcji</b>	<b>3</b>
<hr/>	
Część 1: Optyka . . . . .	3
Najważniejsze zagadnienia . . . . .	3
Słownik . . . . .	3
Wprowadzenie . . . . .	4
Opowieść o <i>camera obscura</i> . . . . .	5
Soczewki wypukłe . . . . .	8
Łączenie soczewek . . . . .	8
Obrazowanie obiektów znajdujących się w pobliżu: wergencja i równanie wergencji . . . . .	10
Soczewki wklęsłe . . . . .	11
Dotychczasowe podsumowanie . . . . .	12
Obrazy w ośrodkach o większej gęstości . . . . .	13
Uproszczony model oka . . . . .	13
Astygmatyzm/nieźborność . . . . .	16
Astygmatyczne błędy refrakcji . . . . .	21
Część 2: Refrakcja . . . . .	22
Najważniejsze zagadnienia. . . . .	22
Słownik . . . . .	22
Wprowadzenie . . . . .	23
Uwagi końcowe . . . . .	42
<b>1 Optyka geometryczna</b>	<b>45</b>
<hr/>	
Najważniejsze zagadnienia . . . . .	45
Słownik. . . . .	45
Wprowadzenie. . . . .	49
Współczynnik refrakcji . . . . .	50
Płaskie powierzchnie załamujące – prawo Snella . . . . .	51
Pryzmaty . . . . .	51
Moc pryzmatu. . . . .	53
Pryzmat Fresnela . . . . .	56
Kąt graniczny; całkowite wewnętrzne odbicie . . . . .	57

Załamanie na pojedynczej zakrzywionej powierzchni . . . . .	59
Soczewki o dwóch powierzchniach . . . . .	62
Płaszczyzny główne . . . . .	64
Głębia ostrości i głębia pola . . . . .	65
Ogólny system załamania światła . . . . .	67
Redukcja gaussowska . . . . .	69
Rzeczywiste oraz pozorne obiekty i obrazy . . . . .	69
Powiększenie poprzeczne . . . . .	71
Powiększenie podłużne . . . . .	72
Punkty sprzężone . . . . .	73
Śledzenie biegu promienia . . . . .	73
Punkty węzłowe . . . . .	74
Uproszczony lub równoważny układ optyczny . . . . .	77
Aberracje . . . . .	79
Funkcja odpowiedzi impulsowej . . . . .	79
Teoria frontów falowych . . . . .	80
Aberracja chromatyczna . . . . .	84
Astygmatyzm . . . . .	85
Konoida Sturma . . . . .	86
Odpowiednik sferyczny . . . . .	87
Krzyż mocy . . . . .	87
Wykres mocy wobec meridianów (południków) (PVMG) . . . . .	89
Cylinder krzyżowy Jacksona . . . . .	91
Zwierciadła . . . . .	91
Teleskopy . . . . .	94
Dodatek 1.1 . . . . .	96
Wyprowadzenie równania wergencji i równania soczewki z prawa Snella . . . . .	96
Dodatek 1.2 . . . . .	98
Zasada Fermata . . . . .	98
Dodatek 1.3 . . . . .	100
Wyprowadzenie równania wergencji dla zwierciadeł . . . . .	100

## 2 Optyka fizyczna 103

Najważniejsze zagadnienia . . . . .	103
Słownik . . . . .	103
Wprowadzenie . . . . .	105
Czym jest światło? . . . . .	105
Światło widzialne . . . . .	105

Fala czy cząstka? . . . . .	106
Elektrodynamika kwantowa: jednolita teoria światła . . . . .	108
Załamanie i odbicie. . . . .	109
Rozpraszanie . . . . .	109
Zjawiska świetlne . . . . .	111
Polaryzacja . . . . .	111
Koherencja i interferencja . . . . .	112
Dyfrakcja . . . . .	118
Pomiary świetlne . . . . .	119
Radiometria . . . . .	120
Zamiana między wielkościami radiometrycznymi i fotometrycznymi .	123
Źródła światła: lasery . . . . .	124
Podstawy. . . . .	124
Terapeutyczne oddziaływanie światła z tkanką . . . . .	127
Zagrożenia . . . . .	133
Dodatek 2.1 . . . . .	134
Zgodność optyki geometrycznej z optyką fizyczną . . . . .	134
Pytania kontrolne. . . . .	135
Odpowiedzi . . . . .	136

### **3 Optyka ludzkiego oka 137**

Najważniejsze zagadnienia . . . . .	137
Słownik. . . . .	137
Wprowadzenie. . . . .	139
Oko schematyczne . . . . .	139
Ważne osie w oku . . . . .	143
Wielkość źrenicy i jej wpływ na rozdzielczość wzrokową. . . . .	144
Ostrość wzroku . . . . .	146
Wrażliwość na kontrast i funkcja przenoszenia kontrastu . . . . .	151
Stany refrakcji oczu . . . . .	153
Stan widzenia obuocznego . . . . .	157
Akomodacja i starczowzroczność . . . . .	158
Epidemiologia wad wzroku . . . . .	159
Rozwój krótkowzroczności. . . . .	160
Rozwój nadwzroczności . . . . .	162
Zapobieganie wadom wzroku . . . . .	163
Pytania kontrolne. . . . .	163
Odpowiedzi . . . . .	164

<b>4 Refrakcja kliniczna</b>	<b>167</b>
Najważniejsze zagadnienia . . . . .	167
Słownik . . . . .	167
Wprowadzenie . . . . .	168
Terminologia dodatniego i ujemnego cylindra . . . . .	168
Długość pokoju badań . . . . .	170
Metoda pomiaru refrakcji obiektywnej: retinoskopia . . . . .	170
Ustawienie i wyregulowanie . . . . .	172
Fiksacja i zamglenie . . . . .	172
Odblask siatkówkowy . . . . .	172
Soczewka korygująca . . . . .	174
Znalezienie neutralizacji . . . . .	176
Retinoskopia przy astygmatyzmie regularnym . . . . .	176
Aberracje odbłasku siatkówkowego . . . . .	180
Pseudoneutralizacja . . . . .	180
Metody refrakcji subiektywnej (podmiotowej). . . . .	180
Metoda tarczy zegara . . . . .	181
Metoda szczeliny stenopeicznej . . . . .	183
Metoda cylindra skrzyżowanego . . . . .	184
Uściślenie korekcji sferycznej . . . . .	187
Balans obuoczny . . . . .	190
Refrakcja z porażeniem i bez porażenia akomodacji . . . . .	191
Nadrefrakcja . . . . .	191
Korekcja ametropii okularami . . . . .	192
Sferyczne soczewki korygujące i punkt dali wzrokowej . . . . .	192
Znaczenie odległości wierzchołkowej . . . . .	192
Cylindryczne soczewki korygujące i punkt dali wzrokowej . . . . .	195
Przepisywanie korekcji dzieciom . . . . .	196
Krótkowzroczność . . . . .	197
Nadwzroczność . . . . .	197
Różnowzroczność . . . . .	198
Problemy akomodacyjne . . . . .	198
Starczewzroczność . . . . .	198
Niedomoga akomodacji . . . . .	198
Nadmierna akomodacja . . . . .	199
Zależność konwergencji akomodacyjnej od akomodacji . . . . .	200
Wpływ korekcji okularami i soczewkami kontaktowymi na akomodację i konwergencję . . . . .	201
Przepisywanie soczewek wielogniskowych . . . . .	201

Określenie mocy addycji soczewek dwuogniskowych . . . . .	202
Typy soczewek dwuogniskowych . . . . .	204
Soczewki trójogniskowe . . . . .	205
Soczewki progresywne . . . . .	205
Reguła Prentice'a i konstrukcja soczewek dwuogniskowych . . . . .	207
Zależność segmentu do bliży od wykonywanego zawodu pacjenta . . . . .	214
Zapisywanie soczewek specjalnych . . . . .	216
Korekcja w przypadku bezsoczewkowości . . . . .	216
Soczewki pochłaniające . . . . .	217
Materiały na soczewki specjalne . . . . .	220
Terapeutyczne zastosowanie pryzmatów . . . . .	222
Postępowanie przy różnowzroczności . . . . .	223
Postępowanie w przypadku braku zadowolenia z korekcji . . . . .	223
Pytania kontrolne . . . . .	225
Odpowiedzi . . . . .	228
<b>5 Soczewki kontaktowe</b> . . . . .	<b>231</b>
Najważniejsze zagadnienia . . . . .	231
Słownik . . . . .	231
Wprowadzenie . . . . .	232
Optyka w soczewkach kontaktowych . . . . .	232
Anizotropia i wielkość obrazu siatkówkowego . . . . .	234
Akomodacja . . . . .	235
Korekcja astygmatyzmu . . . . .	238
Materiały wykorzystywane w soczewkach kontaktowych . . . . .	240
Wywiad z pacjentem i badanie . . . . .	242
Dobór soczewek kontaktowych . . . . .	242
Dopasowanie soczewek kontaktowych . . . . .	243
Miękkie soczewki kontaktowe . . . . .	244
Szttywne gazoprzepuszczalne soczewki kontaktowe . . . . .	246
Miękkie toryczne soczewki kontaktowe . . . . .	252
Soczewki kontaktowe korygujące starczowzroczność . . . . .	252
Stożek rogówki i rogówka o nieprawidłowym kształcie . . . . .	255
Gazoprzepuszczalne soczewki skleralne . . . . .	256
Nadrefrakcja soczewkami kontaktowymi . . . . .	257
Wykorzystanie terapeutyczne soczewek kontaktowych . . . . .	257
Ortokeratokontaktologia i zmiana kształtu rogówki . . . . .	258
Niestandardowe soczewki kontaktowe . . . . .	259
Pielęgnacja soczewek kontaktowych oraz płyny pielęgnacyjne . . . . .	259
Powikłania i problemy związane z soczewkami kontaktowymi . . . . .	261



Zakażenia . . . . .	262
Uszkodzenie z niedotlenienia/metaboliczne . . . . .	262
Problemy toksyczne . . . . .	263
Problemy mechaniczne . . . . .	264
Problemy zapalne . . . . .	265
Zespół suchego oka . . . . .	266
Soczewki kontaktowe bez recepty . . . . .	266
Zagadnienia prawne a soczewki kontaktowe . . . . .	267
Pytania kontrolne . . . . .	267
Odpowiedzi . . . . .	269

## **6 Soczewki wewnątrzgałkowe 271**

Najważniejsze zagadnienia . . . . .	271
Słownik . . . . .	271
Wprowadzenie . . . . .	272
Zagadnienia dotyczące optyki soczewek wewnątrzgałkowych . . . . .	275
Obliczanie mocy wszczepu soczewki wewnątrzgałkowej . . . . .	275
Soczewki o typie „piggyback” i inne . . . . .	285
Pomiar mocy soczewki wewnątrzgałkowej po procedurach keratoplastyki refrakcyjnej . . . . .	285
Błąd urządzenia . . . . .	285
Współczynnik błędu refrakcji . . . . .	285
Błąd wzoru . . . . .	286
Metody obliczania mocy optycznej wszczepu wewnątrzgałkowego w oczach po keratoplastyce refrakcyjnej . . . . .	286
Zagadnienie specjalne: pozabiegowa „niespodzianka” refrakcyjna u pacjentów po keratoplastyce rogówkowej korygującej krótkowzroczność . . . . .	287
Moc soczewki wewnątrzgałkowej w oczach po przeszczepie rogówki . . . . .	287
Oczy z olejem silikonowym . . . . .	288
Obliczanie mocy optycznej IOL u dzieci . . . . .	288
Powiększenie obrazu . . . . .	289
Zaburzenia widzenia związane z soczewkami wewnątrzgałkowymi . . . . .	290
Asferyczna optyka IOL . . . . .	291
Wieloogniskowe soczewki wewnątrzgałkowe . . . . .	292
Typy wieloogniskowych soczewek wewnątrzgałkowych . . . . .	293
Kliniczne wyniki stosowania wieloogniskowych soczewek wewnątrzgałkowych . . . . .	295
Akomodacyjne soczewki wewnątrzgałkowe . . . . .	296
Funkcja przenoszenia modulacji . . . . .	296

Standardy w soczewkach wewnątrzgałkowych . . . . .	299
Pytania kontrolne . . . . .	299
Odpowiedzi . . . . .	300
<b>7 Zagadnienia optyczne dotyczące keratoplastyki refrakcyjnej</b>	<b>303</b>
Zapamiętaj . . . . .	303
Słownik . . . . .	303
Wprowadzenie . . . . .	304
Kształt rogówki . . . . .	305
Kąt kappa . . . . .	308
Wielkość źrenic . . . . .	309
Astygmatyzm nieregularny . . . . .	310
Zastosowanie analizy czoła fali w ocenie astygmatyzmu nieregularnego . . . . .	312
Przyczyny astygmatyzmu nieregularnego . . . . .	317
Podsumowanie . . . . .	318
Pytania kontrolne . . . . .	319
Odpowiedzi . . . . .	320
<b>8 Przyrządy optyczne</b>	<b>321</b>
Najważniejsze zagadnienia . . . . .	321
Słownik . . . . .	321
Wprowadzenie . . . . .	323
Refrakcja i topografia . . . . .	323
Diotromierz . . . . .	323
Autorefraktometry . . . . .	326
Keratometr . . . . .	327
Topografia rogówki . . . . .	327
Aberrometry czoła fali . . . . .	329
Obrazowanie przedniego i tylnego odcinka oka . . . . .	330
Lampa szczelinowa (biomikroskop) . . . . .	330
Techniki badania . . . . .	332
Tonometria aplanacyjna . . . . .	334
Mikroskop chirurgiczny . . . . .	335
Mikroskopia lustrzana . . . . .	335
Soczewki pomocnicze do badania siatkówki za pomocą lampy szczelinowej . . . . .	336
Oftalmoskopia . . . . .	337
Funduskamera . . . . .	341

Skaningowy oftalmoskop laserowy . . . . .	341
Optyczna koherentna tomografia . . . . .	344
Optyka adaptatywna . . . . .	345
Pytania kontrolne . . . . .	348
Odpowiedzi . . . . .	349

## **9 Rehabilitacja wzrokowa** **351**

Najważniejsze zagadnienia . . . . .	351
Słownik . . . . .	351
Wprowadzenie . . . . .	353
Podejście do pacjenta słabowidzącego . . . . .	353
Ocena upośledzenia widzenia . . . . .	354
Interwencje . . . . .	363
Rehabilitacja wzrokowa utraty pola widzenia . . . . .	370
Rozmowa z pacjentem . . . . .	370
Inne usługi . . . . .	371
Kwestie dotyczące dzieci słabowidzących . . . . .	373
Przewlekła opieka okulistyczna . . . . .	373
Źródła wiedzy . . . . .	373
Pytania kontrolne . . . . .	374
Odpowiedzi . . . . .	375
Teksty podstawowe . . . . .	377
Dodatkowe materiały <i>American Academy of Ophthalmology</i> . . . . .	378
Pytania kontrolne . . . . .	379
Arkusze do zaznaczania odpowiedzi . . . . .	388
Odpowiedzi . . . . .	389
Skorowidz . . . . .	397

# Optyka kliniczna – cele publikacji:

---

Po zapoznaniu się z materiałem czytelnik powinien umieć:

- wyjaśnić zasady rozchodzenia się światła i tworzenia obrazu oraz wykorzystywać niektóre z podstawowych równań, które opisują lub mierzą takie właściwości, jak załamanie, odbicie, powiększenie i wergencja
- wyjaśnić, w jaki sposób zasady te mogą być stosowane diagnostycznie i terapeutycznie
- opisać kliniczne zastosowanie prawa Snella i równanie konstrukcyjne soczewek
- opisać związek między optyką fizyczną i optyką geometryczną
- opisać kliniczne oraz techniczne znaczenie takich zjawisk optycznych, jak interferencja, koherencja, polaryzacja, dyfrakcja i rozproszenie
- wyjaśnić podstawowe właściwości światła laserowego i ich wpływ na interakcję między laserem a tkanką
- zidentyfikować modele optyczne oka ludzkiego i opisać, jak je stosować
- opisywać różne aspekty funkcji wzrokowej, w tym ostrości wzroku, poczucia jasności, widzenia barw i poczucia kontrastu
- streścić poszczególne etapy wykonania retinoskopii
- podsumować poszczególne etapy badania jawnej refrakcji przy użyciu foroptera lub soczewek próbnych
- opisać zastosowanie cylindra skrzyżowanego Jacksona
- opisać wskazania do przepisywania soczewek dwuogniskowych i progresywnych oraz powszechne trudności napotymane podczas ich używania

- dokonać przeglądu materiałów i parametrów dopasowania zarówno miękkich, jak i twardych soczewek kontaktowych
- omówić podstawowe metody obliczania mocy soczewki wewnątrzgałkowej (IOL) oraz zalety i wady poszczególnych metod
- wyjaśnić koncepcyjne podstawy wielogniskowych soczewek wewnątrzgałkowych (IOL) oraz różnice w korekcji przeziopii między IOL i okularami
- wytłumaczyć zasady optyczne leżące u podstaw korekcji różnych wad refrakcji: okularów, soczewek kontaktowych, soczewek wewnątrzgałkowych i chirurgii refrakcyjnej
- opisywać zasady działania różnych przyrządów optycznych w celu ich efektywnego wykorzystania
- ocenić potrzeby wzrokowe pacjentów ze słabą funkcją wzroku i określić, jak zaspokoić te potrzeby przez zastosowanie przyrządów optycznych i nieoptycznych i/lub odpowiednich skierowań

# Podstawy optyki i refrakcji

## Część 1: Optyka

---

### Najważniejsze zagadnienia

- tworzenie obrazu przez otwór stenopeiczny i rola soczewek
- soczewki wypukłe (sferyczne): obrazowanie odległych obiektów, ogniskowa i moc
- sąsiadujące soczewki razem wzięte: dodawanie mocy soczewek
- obrazowanie pobliskich obiektów: wergencja i równanie wergencji
- soczewki wklęsłe (sferyczne)
- obrazowanie w powietrzu i mediach o większej gęstości: korekta o współczynnik załamania światła
- osiowe błędy załamania światła: krótkowzroczność i nadwzroczność
- astygmatyzm i soczewki cylindryczne

---

## Słownik

**Astygmatyzm (niezborność)** Obraz tworzony przez soczewkę toryczną o mocy, która zmienia się w zależności od południka.

**Camera obscura** Małe światłoszczelne pomieszczenie lub pudełko, w którym przesłona z otworkiem tworzy odwrócony obraz.

**Główny południk** Płaski lub najbardziej stromy południk soczewki torycznej. Główne południki są na ogół prostopadłe do siebie.

**Hiperopia** Błąd załamania światła, w którym odległe objekty są obrazowane za siatkówką.

**Krótkowzroczność** Błąd refrakcji, w którym odległe objekty są obrazowane przed siatkówką.

**Moc (soczewki)** Przeciwiństwo długości ogniskowej. Mierzone w  $m^{-1}$ , zwane *dioptriami* (D).

**Odległość obiektu** Odległość od obiektu źródłowego do soczewki, w metrach. Podawanie znaku jest takie samo jak w przypadku odległości od obrazu.

**Odległość obrazu** Odległość od soczewki do obrazu, który tworzy obiekt. Odległości na lewo od soczewki są uważane za liczby ujemne; odległości na prawo od soczewki są uważane za liczby dodatnie.

**Ogniskowa** Odległość między soczewką a obrazem, jaki jest tworzony z obiektu w dużej odległości (*nieskończoność optyczna*).

**Południk** Orientacja płaszczyzny przechodzącej przez oś optyczną soczewki lub krzywej przecięcia takiej płaszczyzny z powierzchnią soczewki. Orientacja ta jest zwykle określana w stopniach, wzrastając w kierunku przeciwnym do ruchu wskazówek zegara z poziomu, jak to widać z przodu soczewki. Południk poziomy jest umownie wyznaczony jako  $180^\circ$  (nie  $0^\circ$ ); południk pionowy jest w  $90^\circ$ .

**Przekrój mocy** Schematyczne przedstawienie działania soczewki torycznej, pokazujące moc i orientację dwóch (prostopadłych) głównych południków.

**Soczewki toryczne** Soczewki o powierzchni przypominającej zewnętrzną powierzchnię torusa, jak opona samochodowa, bok piłki do rugby lub futbolu amerykańskiego.

**Wergencja (w powietrzu)** Odwrotność odległości obiektu (*wergencja obiektu*) lub odległości obrazu (*wergencja obrazu*).

**Wergencja (w mediach innych niż powietrze lub próżnia)** Współczynnik załamania światła ośrodka, w którym przemieszcza się światło, podzielony przez odległość od obiektu lub odległość obrazu. Czasami określany jako *zmniejszona wergencja*, nawet jeśli jest ona liczbowo większa niż wergencja w powietrzu, jako że wskaźniki frakcyjności mediów gęstszych są zawsze większe niż 1,00.

**Współczynnik załamania światła** Prędkość światła w powietrzu (lub w próżni) podzielona przez prędkość światła w innym ośrodku. Ponieważ światło zawsze przemieszcza się wolniej przez medium materiałowe (czasami nazywane *gęstszym medium*) niż w próżni, współczynnik załamania światła jest zawsze większy niż 1,00.

**Wzór wergencji** Formuła odnosząca się do wergencji obiektu, mocy soczewki i wergencji obrazu.

---

## Wprowadzenie

Termin *optyka* odnosi się do właściwości i manipulowania światłem. W tej części przedstawiamy podstawowe idee optyki, które wystarczają do zrozumienia istoty klinicznego badania refrakcji, co przedstawiono w części 2. pt. „Refrakcja” niniejszego rozdz. Czytelnicy już zaznajomieni z tym materiałem proszeni są o przejście do części 2.

## Opowieść o camera obscura

Termin *camera obscura* (po łacinie „ciemna komora”) został wprowadzony w XVII w. w celu opisanego zastosowania (znanego już starożytnym) małego jasnoszczelnego pomieszczenia lub pudełka wyposażonego w mały otwór na jednej stronie. Otwór ten umożliwił rzutowanie odwróconego obrazu jasnej sceny lub jasnego obiektu na przeciwległą ścianę lub bok skrzynki, gdzie może on być wygodnie oglądany lub badany. Najwcześniejszy znany rysunek takiego urządzenia pokazano na ryc. I-1, które jest wykorzystywane do oglądania zaćmienia słońca.

Doświadczenie z takimi urządzeniami prowadzi do trzech ważnych obserwacji:

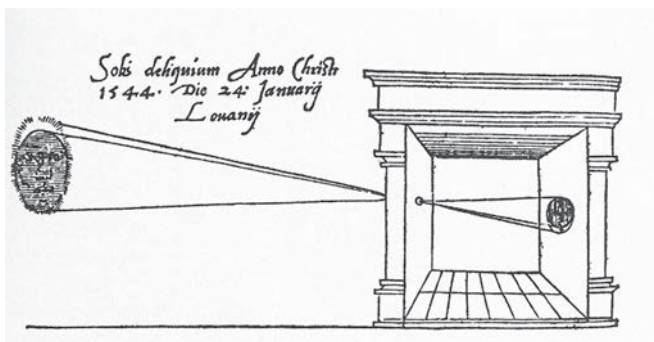
1. Wyświetlany obraz jest odwracany.
2. Głębina ostrości wyświetlanego obrazu jest znakomita: obiekty mogą jednocześnie skupiać się na wszystkich odległościach, od obiektów na pierwszym planie po przedmioty odległe, a nawet obiekty astronomiczne (ryc. I-2).
3. Obraz jest bardzo ciemny.

Odwrócony obraz wyraźnie wynika z prostoliniowego rozchodzenia się promieni świetlnych pochodzących z każdego punktu w oryginalnym obiekcie, przy czym otwór działa jak swego rodzaju punkt podparcia (ryc. I-3).

Duża głębina ostrości wynika z małej przysłony, która pozwala, aby promienie świetlne z każdego obiektu docierały tylko do bardzo małego obszaru w płaszczyźnie obrazu.

Oczywiście, mały otwór przysłony również znacznie ogranicza ilość światła dostępną do tworzenia obrazu, co wyjaśnia, dlaczego jest on tak ciemny.

W celu uzyskania jaśniejszego obrazu, nadającego się do aktywacji detektora (np. płytki fotograficznej, układ CCD lub siatkówka), konieczne jest powiększenie otworu wlotowego, aby dopuścić więcej światła. Niestety, powiększenie przysłony pozwala również na to, aby promienie światła wydobywające się z każdego punktu obiektu źródłowego tworzyły stożek świetlny, który oświetla proporcjonalnie większy dysk na płaszczyźnie obrazu. Te „rozmyte kręgi” (a może bardziej ogólnie „rozmyte elipsy”) rozmazują obraz, powodując znaczne rozmycie (ryc. I-4, I-5).

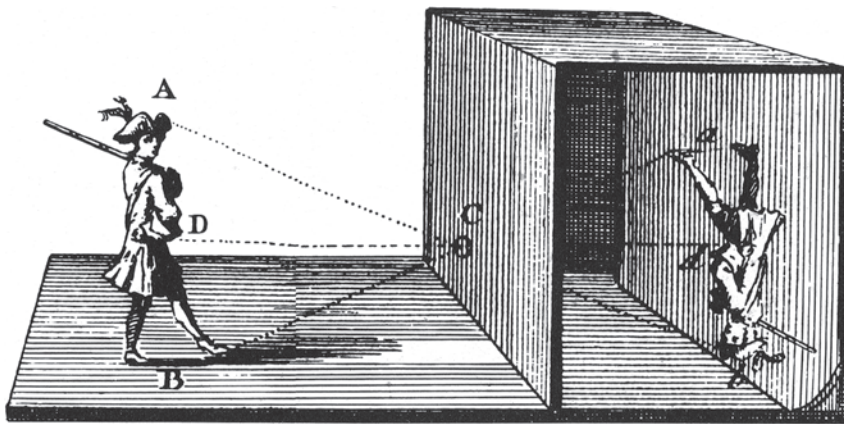


**Rycina I-1** • Najwcześniejszy znany obraz camera obscura. (Źródło: *De Radio Astronomica et Geometrica*; 1545).





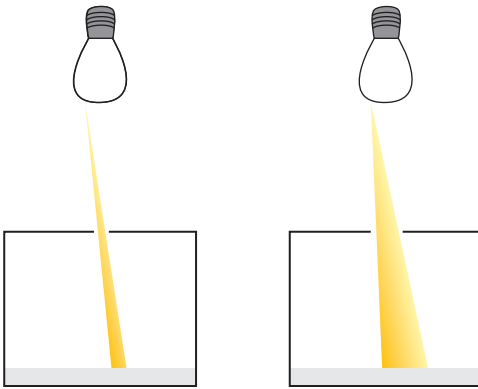
**Rycina I-2** • Obraz z *camera obscura* (kamery otworkowej). Należy zwrócić uwagę na dużą głębię ostrości, przy czym zarówno skały na pierwszym planie, jak i góry w tle, są jednakowo ostre. (Dzięki uprzejmości: Mark James).



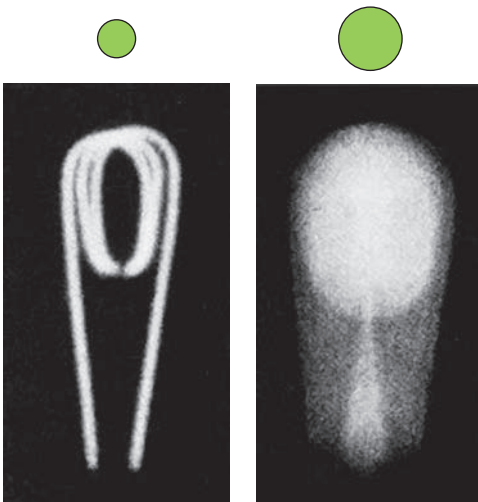
**Rycina I-3** • Tworzenie obrazu w *camera obscura*. Odwrócony obraz tworzy się, gdy promienie światła z punktów oryginalnego obiektu (np. A, D, B) podążają prostymi ścieżkami przez otwór (C) do odpowiednich punktów (np. a, d, b) w obrazie na dalekiej ścianie.

Aby odzyskać ostry obraz, zachowując jednocześnie intensywność obrazu zapewnioną przez większą przysłonę, konieczne jest połączenie promieni świetlnych pochodzących z każdego punktu obiektu źródłowego, tak aby zbiegały się one w jednym punkcie obrazu. Można to osiągnąć przez umieszczenie odpowiedniej soczewki w przysłonie (ryc. I-6).

Jednak strategia wykorzystania soczewki w celu odzyskania ostrości obrazu przez powiększenie przysłony nieuchronnie poświęca głębię ostrości uzyskaną za pomocą pro-



**Rycina I-4** • Powiększenie otworu w *camera obscura* powoduje uzyskanie większych rozmytych obrazów z każdego punktu oryginalnego obiektu.

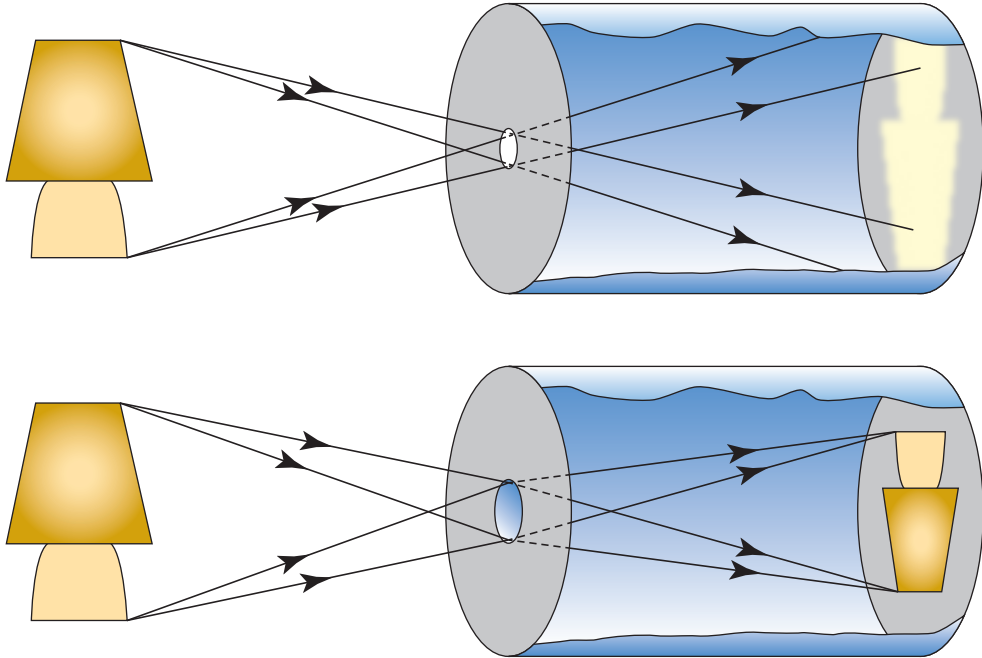


**Rycina I-5** • Wpływ wielkości otworu (schematycznie wskazywany przez koła na górze) na ostrość obrazu w *camera obscura*.

stego otworu. Mimo że soczewka jednocześnie ogniskuje promienie światła z różnych punktów w obiekt źródłowy, może to zrobić tylko dla punktów źródłowych znajdujących się w tej samej odległości od soczewki (ryc. I-7).

Te obserwacje dotyczące tworzenia obrazu w prostych kamerach zasadniczo podsumowują całe wyzwanie podstawowej optyki: stworzyć ostre obrazy z wiązek światła zdefiniowanych przez otwory o skończonej wielkości, aby zapewnić wystarczającą jasność dla danego zastosowania.

Zasady prawidłowego doboru soczewek do tego celu zostały omówione w następnym rozdz.



**Rycina I-6** • Uzyskiwanie ostrego obrazu przez umieszczenie soczewki w przysłonie *camera obscura* po powiększeniu przysłony. Ta sama soczewka jednocześnie łączy promienie światła z każdego punktu obiektu źródłowego, aby zogniskować je w jednym punkcie płaszczyzny obrazu.

### Soczewki wypukłe

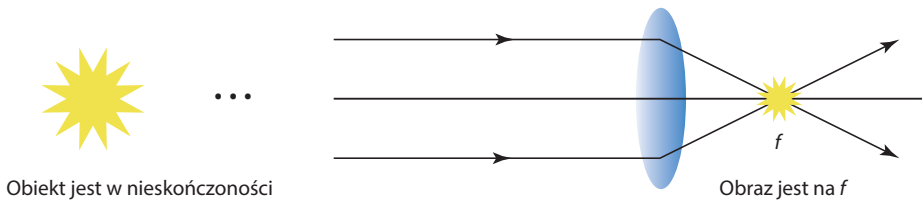
Rozważmy cieką (sferyczną) soczewkę wypukłą przeznaczoną do tworzenia obrazu obiektu w „optycznej nieskończoności” – czyli bardzo daleko (np. gwiazda) – umieszczoną po lewej stronie soczewki. Obraz zostanie utworzony po prawej stronie soczewki – na odległość  $f$ , mierzoną w metrach. Odległość tę określa się mianem *ogniskowej* soczewki. *Moc* soczewki wynosi wtedy  $P = 1 / f$ , gdzie jednostką dla  $P$  są mierniki wzajemne, które są określane jako dioptrie (w skrócie D). Na przykład soczewka, która obrazuje światło gwiazd 0,5 m w prawo, ma moc  $P = 1 / 0,5 \text{ m} = 2,0 \text{ D}$  (ryc. I-8).

### Łączenie soczewek

Jeśli dwie(cienkie) soczewki, o mocach  $P_1$  i  $P_2$ , są umieszczone w kontakcie bezpośrednim przylegającym do siebie i rozpatrujemy je razem jako jeden system soczewek, moc dwóch wziętych razem soczewek jest określana, z doskonałym przybliżeniem, przez sumę mocy soczewek składowych:  $P = P_1 + P_2$ . Sumowanie to jest użyteczne w opisie mocy soczewki.



**Rycina I-7** • Zmniejszona głębokość pola widzenia w obrazach uzyskanych przy użyciu optyki soczewkowej. Nawet w tym przypadku mniejsza przysłona (większa liczba  $f$ ) powoduje większą głębię ostrości. (Dzięki uprzejmości: Scott E. Brodie, MD, PhD).



**Rycina I-8** • Tworzenie obrazu obiektu w nieskończonej odległości (np. gwiazdy) przez prostą soczewkę wypukłą. Odległość od soczewki do obrazu wynosi  $f$ , ogniskowa obiektywu; moc soczewki jest podawana przez  $P = 1 / f$ , gdzie  $P$  jest podawane w jednostkach dioptrii (D), równoważnych wzajemnym miernikom.

#### PRZYKŁAD I-1

Jeśli dwie wypukłe soczewki o mocy  $P_1 = 1,0$  D i mocy  $P_2 = 4,0$  D są połączone i traktowane jako jedna jednostka, to gdzie ta kombinacja soczewek tworzy obraz odległej gwiazdy?

$$P = P_1 + P_2 = 1,0 \text{ D} + 4,0 \text{ D} = 5,0 \text{ D} = 1 / f$$

W ten sposób  $f = 1 / P = 0,20$  m lub 20 cm na prawo od soczewki, co jest lokalizacją obrazu odległej gwiazdy.

#### PRZYKŁAD I-2

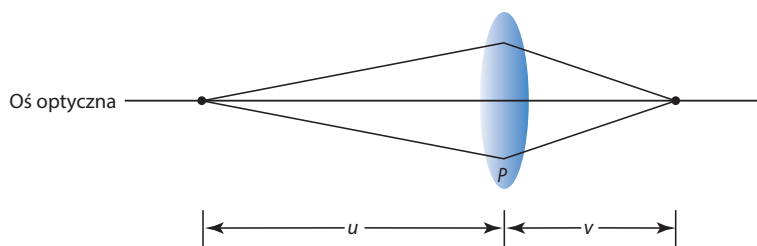
Przesunięcie obrazu bliżej soczewek: obraz w przykładzie I-1 należy przesunąć o 2,0 cm = 0,02 m bliżej układu soczewek. Możemy to zrobić przez dodanie trzeciej soczewki wypukłej; ponieważ chcemy uzyskać wynik  $f = 0,18$  m,  $P = 1 / f = 1/0,18 \text{ m} = 5,55 \text{ D} = P_1 + P_2 + P_3$ . Jest to przykład ogólnej zasady: dodanie wypukłej soczewki do układu soczewek powoduje przesunięcie obrazu znajdującego się po prawej stronie soczewek bliżej układu soczewek.

### Obrazowanie obiektów znajdujących się w pobliżu: wergencja i równanie wergencji

Jeśli obiekt źródłowy znajduje się w pewnej odległości na lewo od wypukłej soczewki, ale w większej odległości niż ogniskowa,  $f$ , obraz będzie dalej na prawo od soczewki niż obraz obiektu, który jest nieskończenie daleko, takiego jak gwiazda. Odległość od obiektu źródłowego do soczewki jest określana jako *odległość od obiektu*; odległość od soczewki do obrazu jest znana jako *odległość od obrazu*. Zakładając, że zarówno obiekt źródłowy, jak i obraz znajdują się w powietrzu, wzór na lokalizację obrazu to

$$U + P = V$$

gdzie  $U = 1 / u$  to *wergencja* obiektu w odległości  $u$  na lewo od soczewki,  $P$  to moc soczewki, a  $V = 1 / v$  to wergencja światła biegnącego od soczewki w celu utworzenia obrazu w odległości  $v$  na prawo od soczewki (ryc. I-9). Uwaga: W tym równaniu *wergencji* odległości po lewej stronie soczewki traktowane są jako *liczby ujemne* (a więc w tej sytuacji  $u < 0$ ). Wergencja,  $U = 1 / u$ , obiektu po lewej stronie soczewki jest również



**Rycina I-9** • Równanie wergencji: odległość od obiektu wynosi  $u$ , odległość od obrazu wynosi  $v$ , a moc soczewki wynosi  $P$ .

*liczbą ujemną*. Odległości po prawej stronie soczewki, a tym samym, w tym przypadku, wergencja obrazu  $V = 1 / v$ , są uważane za *pozytywne*. W tym kontekście ważne jest śledzenie *znaku* mocy wypukłej soczewki również jako *liczby dodatniej*. Obiekty znajdujące się nieskończenie daleko od soczewki generują wiązkę światła, która dociera do soczewki z wergencją  $V = 1 / \infty = 0$ .

#### PRZYKŁAD I-3

Soczewka o mocy  $P = +3,0$  D obrazuje obiekt w pozycji  $u = -1,0$  m na lewo od soczewki w następujący sposób:

$$U + P = V: 1 / (-1,0 \text{ m}) + (+3,0 \text{ D}) = +2,0 \text{ D} = V, \text{ więc } v = 1 / V = +0,50 \text{ m} = 50 \text{ cm},$$

mierzone po prawej stronie soczewki.

#### PRZYKŁAD I-4

Przesunięcie obiektu źródłowego bliżej soczewki: jeżeli obiekt w przykładzie I-3 zostanie przesunięty bliżej soczewki (ale nie bliżej niż ogniskowa  $f = 1 / P$ ) – powiedzmy, do miejsca  $-0,50$  m na lewo od soczewki – wówczas

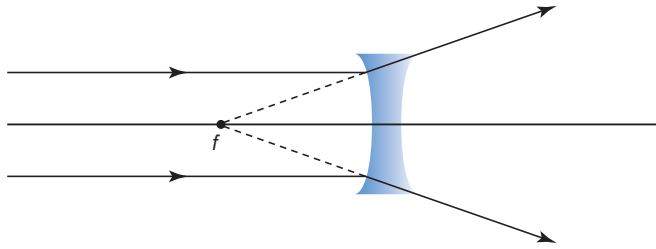
$$U + P = V: 1 / (-0,50 \text{ m}) + (+3,0 \text{ D}) = -2,0 \text{ D} + 3,0 \text{ D} = +1,00, \text{ tak więc } v = 1 / V = +1,0 \text{ m}.$$

Oznacza to, że przesunięcie obiektu źródłowego bliżej soczewki powoduje przesunięcie obrazu z soczewki na drugą stronę. To również jest zasada uniwersalna. Co się stanie, jeśli przesuniemy obiekt źródłowy dalej na lewo od soczewki?

## Soczewki wklęsłe

Soczewki wklęsłe same w sobie nie tworzą obrazów, ale mogą być używane do odsunięcia obrazu (w prawo) od istniejącej soczewki lub systemu soczewek.

Wklęsła soczewka (sferyczna) spowoduje, że światło z nieskończenie odległego obiektu będzie się rozchodzić. Jeśli te rozbieżne promienie zostaną rozciągnięte z powrotem w kierunku źródła światła (np. na lewo od soczewki dla obiektu źródłowego po lewej stronie), będą się przecinać w „wirtualnym” punkcie ogniskowym, w *odległości* na lewo od soczewki (ryc. I-10). Zgodnie z tymi konwencjami znaków, moc tej soczewki jest



**Rycina I-10** • Tworzenie wirtualnego obrazu obiektu znajdującego się nieskończenie daleko na lewo od soczewki przez wklęsłą soczewkę. Punkt ogniskowy znajduje się po lewej stronie soczewki; ogniskowa jest liczbą ujemną, a moc soczewki  $P = 1 / f$  jest również ujemna.

podawana przez  $P = 1 / f$  (przy  $f$  w metrach). Tutaj  $f$  jest liczbą *ujemną*, a moc wklęsłej soczewki jest również liczbą *ujemną*.

Soczewki wklęsłe można łączyć z innymi soczewkami bezpośrednio sąsiadującymi. Moc takiego układu soczewek opiera się na tej samej prostej formule dodawania, którą wprowadziliśmy dla soczewek wypukłych:

$$P = P_1 + P_2$$

gdzie powinniśmy uważnie śledzić znaki algebraiczne.

#### PRZYKŁAD I-5

Soczewka o mocy  $P_1 = +4,0$  D tworzy obraz obiektu źródłowego w miejscu  $u = -0,5$  m w następujący sposób: wergencja obiektu wynosi  $U = -2,0$ ; wergencja obrazu wynosi  $-2,0$  D +  $4,0$  D =  $+2,0$  D, więc lokalizacja obrazu wynosi  $v = 1 / (+2,0$  D) =  $+0,50$  m na prawo od soczewki. Jeżeli soczewka wklęsła o mocy  $P_2 = -1,0$  D znajduje się w pobliżu soczewki  $+4,0$  D, kombinacja ma moc  $P = +4,0$  D +  $(-1,0$  D) =  $+3,0$  D. Wergencja obrazu wtedy wynosi  $V = -2,0$  D +  $3,0$  D =  $+1,0$  D, więc lokalizacja obrazu wynosi  $v = 1 / (+1,0$  D) =  $+1,0$  m. Oznacza to, że dodanie soczewki „minus” do układu optycznego przesunęło obraz z odległości  $+0,50$  m na prawo od soczewki do nowej lokalizacji,  $+1,0$  m na prawo od soczewki. Ten przykład ilustruje zasadę uniwersalną.

#### Dotychczasowe podsumowanie

Zaczynając od obiektu o skończonej odległości na lewo od wypukłej soczewki, która jest wystarczająco mocna, aby utworzyć obraz na prawo od soczewki (tj. o ogniskowej krótszej niż odległość obiektu), istnieją dwa sposoby przesunięcia obrazu w lewo (bliżej soczewki): przez przesunięcie obiektu w LEWO lub przez dodanie dodatkowej wypukłej soczewki do układu soczewek. Podobnie, istnieją dwa sposoby przesunięcia obrazu w prawo (dalej od soczewki): przez przesunięcie obiektu w PRAWO (tak długo, jak długo pozostaje on dalej od soczewki niż ogniskowa) lub przez dodanie wklęsłej soczewki do układu.

## Obrazy w ośrodkach o większej gęstości

Jeśli światło opuszczające soczewkę przemieszcza się w ośrodku, w którym prędkość światła jest mniejsza niż jego prędkość w powietrzu, jakim jest uwodniona tkanka, taka jak ciecz wodnista lub ciało szkliste oka, musimy zmodyfikować pojęcie wergencji obrazu w równaniu wergencji. Zmodyfikowana formuła to:

$$V = \eta / v$$

gdzie  $\eta$  jest *współczynnikiem załamania światła* w ośrodku o większej gęstości: stosunek prędkości światła w próżni (lub powietrza – są prawie takie same) do prędkości światła w ośrodku o większej gęstości. Współczynnik załamania światła jest zawsze liczbą większą niż 1,00, ponieważ światło przemieszcza się wolniej w gęstszych ośrodkach niż w powietrzu. Dla tkanek wodnistych w oku wartość  $\eta = 1,33$  jest użytecznym przybliżeniem. (To przypadkowe użycie terminu „gęstszy” nie ma nic wspólnego ze specyficzną grawitacją ośrodka!)

### PRZYKŁAD I-6

Wartość nominalna dla mocy ludzkiej rogówki wynosi  $P = 44$  D. Możemy obliczyć położenie obrazu odległej gwiazdy utworzonej przez taką rogówkę blisko oka afakijnego (oka bez soczewki):  $U + P = V$ , więc  $0 + 44 \text{ D} = 1,33 / v$ , lub  $v = 1,33 / 44 \text{ m} = 0,0302 \text{ m} = 30,2 \text{ mm}$ . (Ponieważ typowe ludzkie oko ma długość osiową około 24 mm, potrzeba dodatkowej mocy refrakcyjnej po usunięciu soczewki jest oczywista!)

## Uproszczony model oka

Mamy teraz w ręku narzędzia do zilustrowania korekcji prostych osiowych błędów refrakcji, które wynikają z niedopasowania między mocą optyczną przedniego odcinka (rogówki i soczewki) a długością osiową oka.

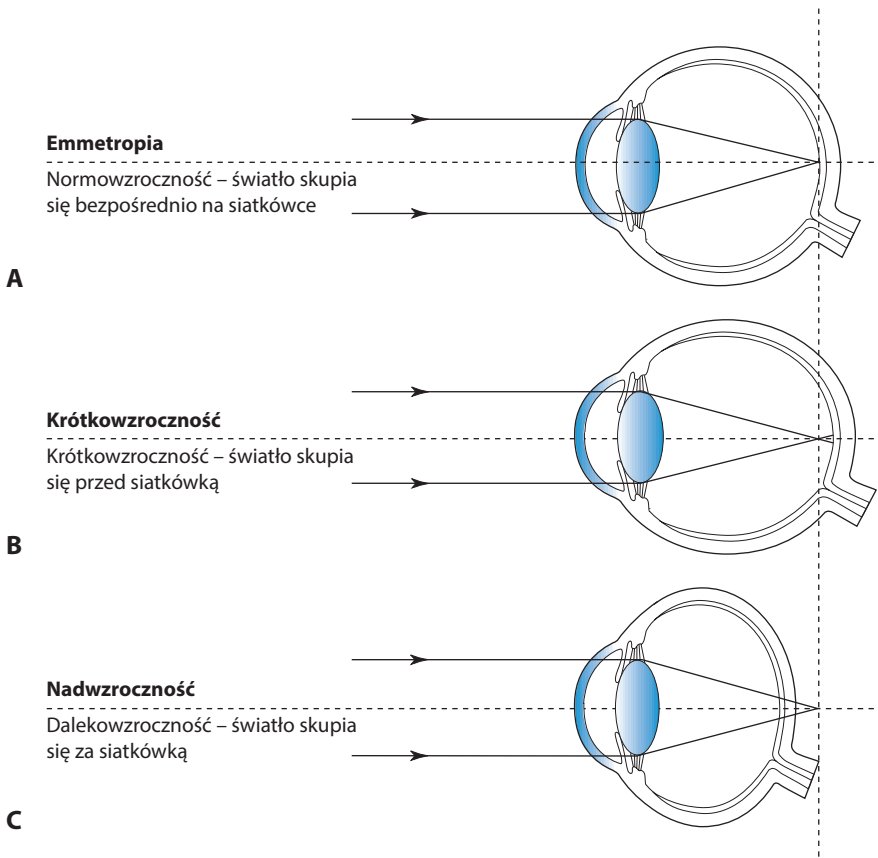
### Nomowzroczność (emmetropia)

Założmy, że cała moc refrakcyjna oka skupiona jest w jednej płaszczyźnie, w wierzchołku rogówki, i przyjmijmy typową długość osiową gałki ocznej 24,0 mm. Jeśli ten uproszczony model oka ma skupiać światło z odległych obiektów na siatkówce (ryc. I-11A) – moc w wierzchołku rogówki musi być podana za pomocą równania wergencji:  $0 + P = 1,33 / 0,024 \text{ m} = 55,42 \text{ D}$ . [Rzeczywista całkowita moc refrakcyjna ludzkiego oka wynosi faktycznie około 60 D, więc nasz uproszczony model jest przeszacowany tylko o około 10%].

### Krótkowzroczność (miopia)

Teraz założmy, że nasze oko ma standardowy przedni odcinek o mocy optycznej 55,42 D, ale jest o 1,0 mm dłuższe niż normalnie – tak więc długość osiowa gałki ocznej wynosi 25,0 mm. W takim oku, o którym mówi się, że jest *krótkowzroczne*, światło z odległego źródła punktowego dociera do punktu, w którym siatkówka „powinna być” (ryc.





**Rycina I-11** • Pozycja skupienia promieni świetlnych. **A**, Oko normowzroczne. **B**, Oko krótkowzroczne. **C**, Oko nadwzroczne. (Ryc. opracowana przez: Scott E. Brodie, MD).

I-11B); następnie promienie krzyżują się i biegną przez kolejny milimetr, zanim stworzą (irytujący!) okrąg rozmyty na siatkówce. Aby skorygować błąd refrakcji, musimy przesunąć położenie obrazu o 1,0 mm w kierunku tylnej ściany oka. Można to zrobić, np. wklęsłą (rozbieżną, „minusową”) soczewką kontaktową o mocy  $P$  umieszczoną blisko wierzchołka rogówki zgodnie z równaniem wergencji:  $0 + (P + 55,42 \text{ D}) = 1,33 / 0,025 \text{ D} = +53,20 \text{ D}$ . Zatem moc wymaganej soczewki kontaktowej wynosi  $P = 53,20 \text{ D} - 55,42 \text{ D} = -2,22 \text{ D}$ . [W bardziej precyzyjnych obliczeniach korekcja wyniosłaby około -3 D na każdy milimetr nadmiaru długości osiowej gałki ocznej].

### **Nadwzroczność (hiperopia)**

Podobnie, gdyby długość osiowa naszego uproszczonego modelu oka została zmniejszona o 1,0 mm, odległe obiekty tworzyłyby obraz za siatkówką (ryc. I-11C). Takie oko jest *nadwzroczne*. Wymagana moc soczewki kontaktowej jest określana za pomocą równania

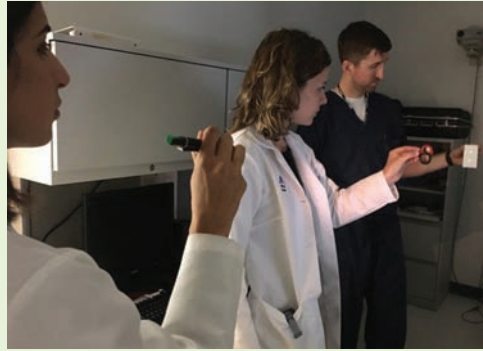
wergencji:  $0 + (P + 55,42 \text{ D}) = 1,33 / 0,023 \text{ m} = +57,83 \text{ D}$  lub  $P = +57,83 \text{ D} - 55,42 \text{ D} = +2,41 \text{ D}$ , soczewka wypukła „plus”.

*Korekcja osiowych błędów refrakcji wymaga jedynie określenia optymalnej mocy soczewki sferycznej potrzebnej do ponownego skupienia światła z odległego źródła na siatkówce.*

### Zrób to sam! I-1

1. Znajdź „zestaw soczewek próbnych” z asortymentem soczewek sferycznych + i -. (Znaki soczewek są na uchwytych lub są identyfikowane na podstawie koloru opravek soczewek). Praca w grupach po trzy osoby: jedna osoba powinna trzymać małe źródło światła (latarka lub transiluminator Finoff na statywie aparatu); druga osoba powinna trzymać w rękach soczewkę lub soczewki oddalone o co najmniej 2 lub 3 metry; trzecia osoba powinna trzymać małą białą kartę, która posłuży jako ekran do przechwytywania obrazów światła wytwarzanego przez soczewki (ryc. I-12). Zaczynij np. od soczewki sferycznej +2,0 D i znajdź obraz (małą, okrągłą kropkę światła) około 66 cm dalej od źródła światła niż soczewka. (Dlaczego obraz nie znajduje się dokładnie 50 cm od soczewki? Bo twój kolega trzymający źródło światła nie jest nieskończenie daleko!)
2. Przesuń źródło światła bliżej soczewki i znajdź nowy obraz: jest on dalej od soczewki.
3. Jeśli masz wystarczająco dużo miejsca, odsuń źródło światła dalej od soczewki niż w kroku 1. i zlokalizuj nowy obraz: jest bliżej soczewki niż w momencie rozpoczęcia pracy.
4. Wracając do konfiguracji z kroku 1., dodaj drugą + soczewkę sferyczną (np. +1,0 D) i trzymaj soczewki razem, aby działały jak pojedynczy układ soczewek. Zlokalizuj obraz: jest bliżej soczewek niż po rozpoczęciu pracy.
5. Wyjmij dodatkową soczewkę +1,0 D i zastąp ją soczewką -1,0 D. Teraz zlokalizuj obraz: jest on dalej od soczewek niż na początku.
6. Porównaj lokalizację obrazu utworzonego przez +2,0 D i +1,0 D. Lokalizacja obrazu z kombinacji soczewek +2,0 i +1,0 z lokalizacją obrazu utworzonego przez soczewkę +3,0 D z zestawu testowego powinny być zgodne.
7. Spróbuj porównać kombinację +2,0 i -1,0 z soczewką rzeczywistą +1,0.
8. Zweryfikuj tę „arytmetykę soczewek” z innymi kombinacjami + i/lub - soczewki.

**Rycina I-12** • Trzy osoby tworzące „ludzką ławę optyczną”. Jedna trzyma latarkę, druga porównuje sferę  $+3,00$  D ze sferą  $+4,00$  D trzymaną łącznie ze sferą  $-1,00$  D, a trzecia trzyma małą białą kartkę. Zauważ, że obrazy na białej kartce są takie same. (Dzięki uprzejmości: Scott E. Brodie, MD, PhD).

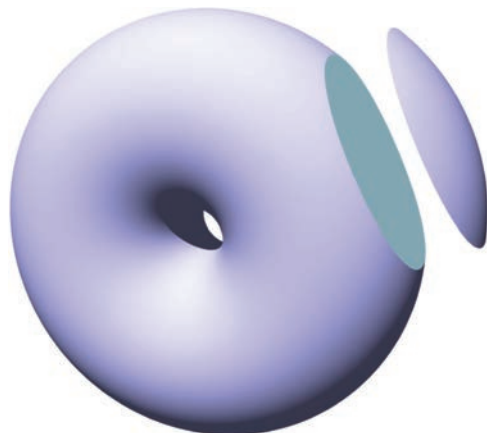


Soczewka ze znakiem minus nie powoduje tworzenia obrazu; na białej kartce pokaże się tylko ciemniejszy niż na zewnątrz okrąg światła wewnątrz cienia ramki. Dlaczego? (Ponieważ soczewka ujemna odbija światło, zmniejszając natężenie oświetlenia/cm<sup>2</sup> światła, które przez nią przechodzi).

### Astygmatyzm/nieźborność

Oprócz omówionych wcześniej osiowych błędów refrakcji, konieczne należy zająć się powierzchniami łamiącymi, którym brakuje symetrii kołowej, pozwalającej soczewkom sferycznym skupić całe światło wyłaniające się z punktowego źródła w jednym punkcie obrazu. Rozważmy powierzchnię „toroidalną”, taką jak strona piłki do rugby, piłka do futbolu (amerykańskiego) lub zewnętrzna obręcz dętki opony samochodowej (torus), jak na ryc. I-13.

**Rycina I-13** • Zewnętrzna krawędź torusa tworzy powierzchnię toryczną. (Rycina: Ir. H. Hahn, z: Creative Commons).



# OPTYKA KLINICZNA

Seria podręczników **Basic and Clinical Science Course™** (BCSC) to kompleksowe, a zarazem zwarte kompendium wiedzy w zakresie szeroko pojętej okulistyki.

Co roku członkowie Amerykańskiej Akademii Okulistyki (*American Academy of Ophthalmology – AAO*) weryfikują zawartość podręczników, wzbogacają je o wiele nowych tekstów, liczne ilustracje i materiały filmowe, zwracając szczególną uwagę na wprowadzanie uaktualnień naukowych, co pozwala okulistom na bieżąco zaznajamiać się z najnowszymi odkryciami dotyczącymi wielu podspecjalności i stosować je w swojej praktyce klinicznej.

**Seria BCSC** powstaje dzięki wysiłkowi i doświadczeniu ponad 90 znakomitych autorów oraz zespołu redakcyjnego AAO. Przed publikacją każdy tom oceniany jest m.in. przez członków Akademickiego Komitetu Doradczego Okulistów Praktyków ds. Nauki (*Academy's Practicing Ophthalmologists Advisory Committee for Education*). Dodatkowo członkowie Europejskiej Rady Okulistyki (*European Board of Ophthalmology*) sprawdzają tekst pod względem różnic między amerykańską a europejską praktyką okulistyczną.

Niniejsza książka jest autoryzowanym tłumaczeniem publikacji zatytułowanej **Basic and Clinical Science Course™, Section 3: Clinical Optics** wydanej przez **American Academy of Ophthalmology (San Francisco); 2018–2019.**