

Wydanie trzecie

Nathan

# Efron

## KONTAKTOLOGIA

**TOM I**

Redakcja wydania polskiego

Tomasz Tokarzewski

Tomasz Suliński

Sylwia Kropacz-Sobkowiak

Juta Otrzonek

Jacek Pniewski

Anna Maria Ambroziak



# Kontaktologia

## Tom I

*Wydanie trzecie*

REDAKCJA

**Nathan Efron**

REDAKCJA WYDANIA POLSKIEGO

**Tomasz Tokarzewski**

**Tomasz Suliński**

**Sylwia Kropacz-Sobkowiak**

**Juta Otrzonsek**

**Jacek Pniewski**

**Anna Maria Ambroziak**

Tytuł oryginału: *Contact Lens Practice*  
Third Edition  
Autor: Nathan Efron

ELSEVIER

This edition containing chapters 1–20 of *Contact Lens Practice, 3e* by **Nathan Efron** is published by arrangement with Elsevier Ltd. Tom I zawierający rozdziały 1–20 książki *Contact Lens Practice, 3e* autor: **Nathan Efron** został opublikowany przez Elsevier Ltd.

First published 2002  
Reprinted 2005  
Second edition 2010  
Reprinted 2013  
Third edition 2018

The right of Nathan Efron to be identified as editor of this work has been asserted by him in accordance with the Copyright, Designs and Patents Act 1988.

**Copyright © 2018 Elsevier Ltd. All rights reserved.**

ISBN 978-0-7020-6660-3

Tłumaczenie niniejszej publikacji zostało podjęte przez wydawnictwo **EDRA URBAN & PARTNER** na jego własną odpowiedzialność. Lekarze kliniczni oraz prowadzący badania naukowe, oceniając oraz wykorzystując jakiegokolwiek opisane tu informacje, metody, związki chemiczne czy eksperymenty, muszą zawsze opierać się na swoim osobistym doświadczeniu i wiedzy.

Ze względu na szybko dokonujący się postęp w dziedzinie nauk medycznych należy przede wszystkim zwrócić uwagę na niezależną weryfikację rozpoznania oraz dawkowania leków. W najpełniejszym zakresie dozwolonym przepisami prawa Elsevier, autorzy, redaktorzy ani inne osoby, które przyczyniły się do powstania niniejszej publikacji, nie ponoszą żadnej odpowiedzialności w odniesieniu do jej tłumaczenia ani za jakiegokolwiek obrażenia czy zniszczenia dotyczące osób czy mienia związane z wykorzystaniem produktów, zaniedbaniem lub innym niedopatrzaniem ani też wynikające z zastosowania lub działania jakichkolwiek metod, produktów, instrukcji czy koncepcji zawartych w przedstawionym tu materiale.

Wszelkie prawa zastrzeżone, zwłaszcza prawo do przedruku i tłumaczenia na inne języki. Żadna część tej książki nie może być reprodukowana lub przenoszona w jakiegokolwiek formie na wszelkie nośniki elektroniczne, mechaniczne lub inne, włączając kserokopiowanie, nagrywanie lub inne systemy składowania i odzyskiwania informacji bez uprzedniej zgody Wydawnictwa.

© Copyright for the Polish edition by Edra Urban & Partner, Wrocław 2020

Redakcja naukowa I wydania polskiego:  
mgr inż. Tomasz Tokarzewski (rozdziały: 1, 8, 15, 16, 20),  
mgr Tomasz Suliński (rozdziały: 5, 9–11, 17),  
mgr Sylwia Kropacz-Sobkowiak (rozdziały: 4, 12, 14),  
mgr Jutta Otrzonsek (rozdziały: 7, 18, 19),  
dr hab. Jacek Pniewski (rozdziały: 3, 6, 13),  
dr n. med. Anna Maria Ambroziak (rozdział 2)

Tłumaczenie z języka angielskiego:  
mgr Piotr Kamiński (rozdziały: 2, 3, 6, 13),  
Katarzyna Kresak (wstęp, przedmowa),  
mgr Sylwia Kropacz-Sobkowiak (rozdziały: 11, 15, 16),  
mgr Jutta Otrzonsek (rozdziały: 10, 17, 20),  
mgr Tomasz Suliński (rozdziały: 1, 4, 8, 18, 19),  
mgr inż. Tomasz Tokarzewski (rozdziały: 5, 7, 9, 12, 14, dodatki)

Prezes Zarządu: Giorgio Albonetti  
Dyrektor wydawniczy: Edyta Błażejewska  
Redaktor prowadzący: Anna Stasiak  
Redaktor tekstu: Mirosław Jarosz  
Opracowanie skorowidza: Iga Mikutowicz-Ossysek

ISBN 978-83-66548-17-6

Edra Urban & Partner  
ul. Kościuszki 29, 50-011 Wrocław  
tel.: + 48 71 726 38 35  
biuro@edraurban.pl

www.edraurban.pl

Skład i przygotowanie do druku: Paweł Kazimierczyk  
Druk i oprawa: BZGraf, Białystok

**CZĘŚĆ 1 Wprowadzenie**

- 1 Historia 3  
NATHAN EFRON
- 2 Przedni odcinek gałki ocznej 11  
JOHN G. LAWRENSON
- 3 Optyka widzenia 32  
W. NEIL CHARMAN

**CZĘŚĆ 2 Miękkie soczewki kontaktowe**

- 4 Materiały miękkich soczewek kontaktowych 53  
CAROLE MALDONADO-CODINA
- 5 Produkcja miękkich soczewek kontaktowych 72  
NATHAN EFRON
- 6 Optyka miękkich soczewek kontaktowych 80  
W. NEIL CHARMAN
- 7 Pomiarzy miękkich soczewek kontaktowych 87  
KLAUS EHRMANN
- 8 Konstrukcja i dopasowanie miękkich soczewek kontaktowych 103  
GRAEME YOUNG
- 9 Konstrukcja i dopasowanie torycznych miękkich soczewek kontaktowych 114  
RICHARD G. LINDSAY
- 10 Systemy pielęgnacyjne miękkich soczewek kontaktowych 124  
PHILIP B. MORGAN

**CZĘŚĆ 3 Sztywne soczewki kontaktowe**

- 11 Materiały sztywnych soczewek kontaktowych 139  
NATHAN EFRON
- 12 Produkcja sztywnych soczewek kontaktowych 148  
NATHAN EFRON
- 13 Optyka sztywnych soczewek kontaktowych 156  
W. NEIL CHARMAN
- 14 Pomiarzy sztywnych soczewek kontaktowych 163  
KLAUS EHRMANN
- 15 Konstrukcja i dopasowanie sztywnych soczewek kontaktowych 171  
GRAEME YOUNG

- 16 Konstrukcja i dopasowanie torycznych sztywnych soczewek kontaktowych 187  
RICHARD G. LINDSAY
- 17 Systemy pielęgnacyjne sztywnych soczewek kontaktowych 195  
PHILIP B. MORGAN

**CZĘŚĆ 4 Tryby wymiany soczewek kontaktowych**

- 18 Miękkie jednodniowe soczewki kontaktowe 201  
NATHAN EFRON
- 19 Miękkie soczewki kontaktowe wielokrotnego użytku 211  
JOE TANNER | NATHAN EFRON
- 20 Sztywne soczewki kontaktowe planowej wymiany 225  
CRAIG A. WOODS

**Dodatki**

- A Konstrukcja i parametry soczewki kontaktowej 232
- B Tolerancje dla soczewek kontaktowych 234
- C Tabela przeliczeniowa odległości wierzchołkowej (*vertex distance*) 235
- D Tabela konwersji: krzywizna rogówki – moc rogówki 237
- E Tabela konwersji rozszerzonego zakresu keratometrii 239
- F Średnia grubość miękkich soczewek kontaktowych 240
- G Przepuszczalność tlenu miękkich soczewek kontaktowych 241
- H Konstrukcje soczewek sztywnych ze stałym uniesieniem brzegu 243
- I Zestawienie błędów wywołanych złym ułożeniem miękkich soczewek torycznych 244
- J Kwestionariusz dotyczący suchego oka 245
- K Skale stopniujące Efrona komplikacji związanych z noszeniem soczewek kontaktowych 247
- L Skale dopasowania soczewek skleralnych 250

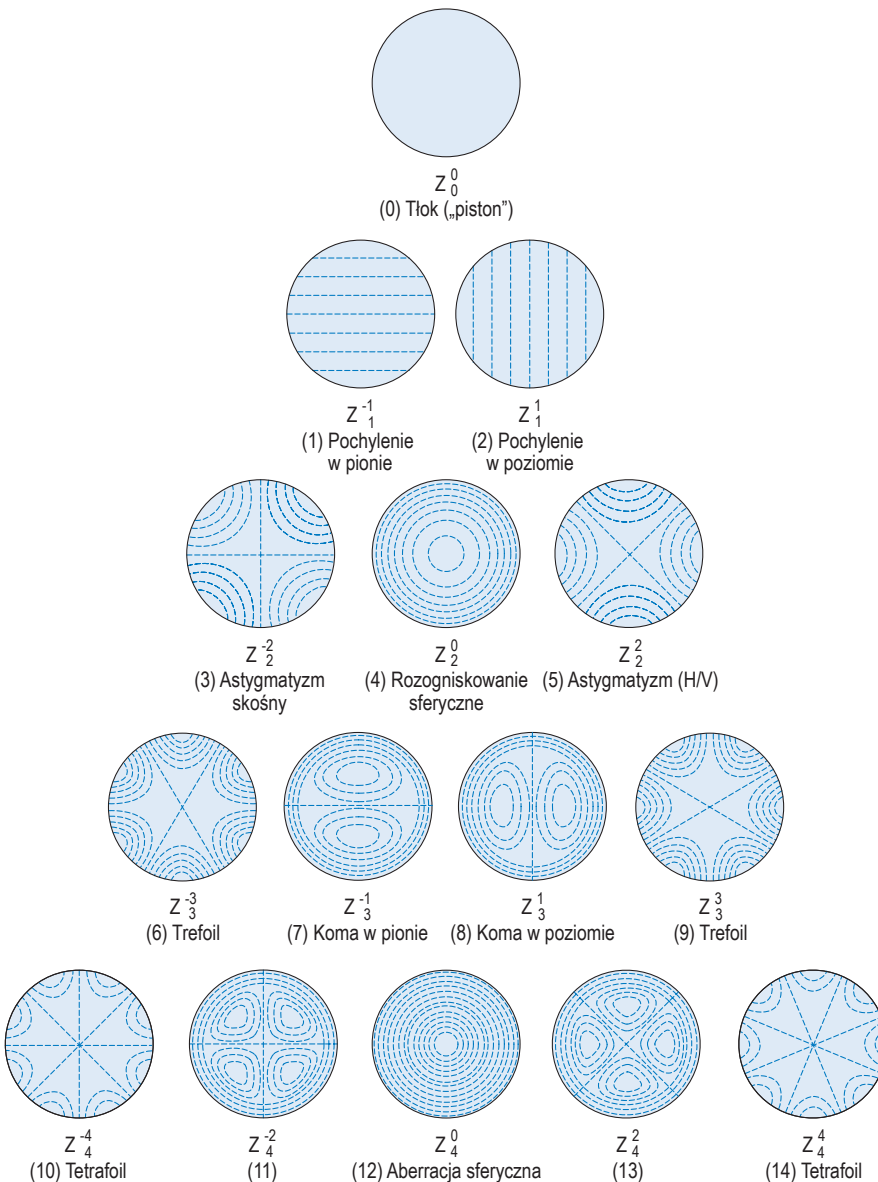
**Skorowidz 253**

ków Zernike'a pozwala szczegółowo opisać z osobna znaczenie każdej z aberracji czoła fali w danym oku.

Wielomiany Zernike'a można opisać we współrzędnych biegunowych ( $\rho$ ,  $\theta$ ) we wnętrzu źrenicy, gdzie  $\rho = R/R_{\max}$  jest względną współrzędną radialną,  $R_{\max}$  oznacza maksymalny promień źrenicy, a  $\theta$  oznacza kąt azymutalny określony w ten sam sposób jak przy standardowej notacji optometrycznej (z wyjątkiem tego, że może przyjmować wartość  $360^\circ$ ). Każdy wielomian (lub inaczej element składowy czoła fali) jest zdefiniowany poprzez największą potęgę  $n$ , do której podnoszone są wartości  $\rho$  (rzęd radialny) i wskaźnik  $m$  w definicji funkcji kąta  $\theta$  (azymutalna częstość kątowna). Na przykład  $m = -2$  oznacza, że w funkcji kąta  $\theta$  jest  $\sin 2\theta$ , natomiast  $m = +3$  oznacza  $\cos 3\theta$ . Wielo-

miany i ich współczynniki możemy oznaczyć odpowiednio jako  $Z_n^m$  i  $C_n^m$ . Rycina 3.12 przedstawia kilka poziomów tzw. piramidy Zernike'a utworzonej przez różne wielomiany, w której kolejne poziomy odpowiadają rosnącym potęgom  $n$ .

Dwa górne rzędy drzewa wielomianów Zernike'a ( $n = 0$  i  $n = 1$ ) nie wpływają na jakość obrazu. Tłok („piston”) ( $n = 0$ ) odpowiada osiowemu przesunięciu czoła fali, a pochylenia ( $n = 1$ ) powodują niewielkie przesunięcia pryzmatyczne w płaszczyźnie obrazu. Wszystkie czynniki wielomianów drugiego rzędu ( $n = 2$ ) zależą od kwadratu promienia źrenicy. Jest to znana cecha wzoru opisującego odchylenia, przy czym  $Z_2^0$  oznacza rozogniskowanie sferyczne, a pozostałe współczynniki odpowiadają poziomowi astygmatyzmu w badaniu cylindrem



**Ryc. 3.12** Pierwsze 5 poziomów tzw. piramidy Zernike'a przedstawiających mapy konturowe odpowiadające pierwszym 15 wielomianom Zernike'a (do czwartego rzędu). Skala konturów jest arbitralna i w poszczególnych oczach będzie zmieniać się wraz ze współczynnikiem dla każdego wielomianu. Poszczególne piętra odpowiadają kolejnym rzędom radialnym  $n$  (tj. maksymalnej potędze, do której podnoszony jest znormalizowany promień źrenicy), a kolumny oznaczają azymutalne częstości kątowne  $m$ . Przedstawiono również (w nawiasach) wartości indeksów  $j$  dla wielomianów i wybrane nazwy używane do ich opisu. Wielomiany (11) i (13) są często określane jako astygmatyzm drugiego rzędu. Astygmatyzm H/V = oznacza astygmatyzm w osi pionowej i poziomej.



ki przy użyciu laserów ekscymerowych, na przykład metodą keratektomii fotorefrakcyjnej (PRK, *photorefractive keratectomy*) lub laserowej ablacji *in situ* wewnątrz tkanki rogówki (LASIK, *laser in situ keratomileusis*), a także innych zabiegów chirurgii rogówki, takich jak keratotomia radialna czy wszczepienie pierścieni do istoty właściwej, dają efekty w dużym stopniu porównywalne ze stosowaniem soczewek kontaktowych. Porównując te metody korekcji, należy pamiętać, że wielkość strefy optycznej soczewek jest zazwyczaj znacznie mniejsza.

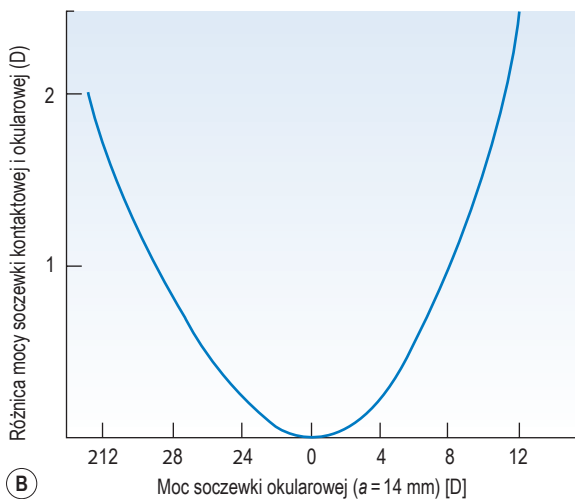
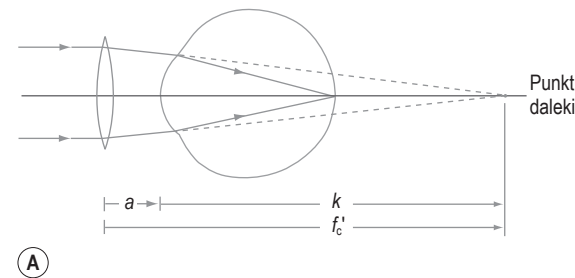
## SKUTECZNOŚĆ

Zadaniem korekcji do dali jest utworzenie obrazu pośredniego w punkcie dalekim danego oka. Ponieważ odległość wierzchołkowa (*vertex distance*) dla każdej korekcji okularowej jest zawsze większa od zera, punkt daleki będzie położony w nieco innej odległości w przypadku soczewek korekcyjnych okularowych i kontaktowych. Zatem moce soczewki okularowej i kontaktowej niezbędne do skorygowania wady refrakcji występującej w danym oku też będą różne.

Na rycinie 3.17A można zauważyć, że w zredukowanym modelu oka, jeżeli odległość wierzchołkowa (*vertex distance*) wynosi  $a$  (zakładamy wartość dodatnią), a refrakcja oka wynosi  $K$ , w punkcie położonym w strefie dali od rogówki równym  $k = 1/K$ , drugie ognisko soczewki korekcyjnej będzie znajdować się w odległości  $a + k$ .

Moc soczewki korekcyjnej ( $F_c$ ) wyniesie zatem:

$$F_c = 1/(a + k) = 1/(a + 1/K) = K/(1 + aK).$$



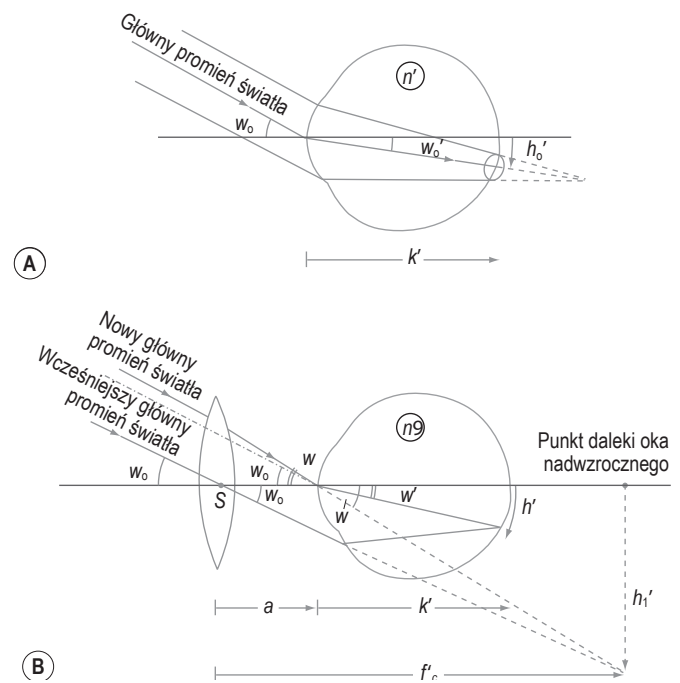
**Ryc. 3.17** (A) Schemat geometryczny punktu dalekiego w oku niemiarowym (w tym przykładzie przedstawiono oko nadwzroczne) i soczewki korekcyjnej. (B) Różnica między niezbędną mocą korekcyjnej soczewki kontaktowej i okularowej przy założeniu, że odległość wierzchołkowa (*vertex distance*) w korekcji okularowej wynosi 14 mm.

W przypadku soczewki kontaktowej odległość  $a$  będzie wynosiła zero, a zatem w tym uproszczonym modelu wymagana moc  $F_c$  będzie równa refrakcji oka. Ta sama zasada nie ma zastosowania do soczewek okularowych, ponieważ osoba nadwzroczna będzie potrzebowała soczewek kontaktowych o większej mocy niż soczewki okularowe, natomiast u osób krótkowzrocznych będzie odwrotnie. Różnica mocy soczewek korekcyjnych obu typów została przedstawiona na rycinie 3.17B jako wykres zależności korekcji okularowej i odległości wierzchołkowej wynoszącej 14 mm. Jak można zauważyć, różnica wymaganych mocy soczewek korekcyjnych obu typów staje się znaczna (tj. większa niż 0,25 D) tylko w przypadku wad refrakcji przekraczających poziom  $\pm 4$  D. W dodatku C zamieszczono tabelę efektywnych mocy optycznych soczewek okularowych w płaszczyźnie rogówki dla różnych odległości wierzchołkowych.

## POWIĘKSZENIE OKULAROWE

Jak sugeruje sama nazwa, powiększenie okularowe oznacza stosunek wielkości obrazu w skorygowanym oku ametrobijnym do wielkości obrazu w oku bez korekcji. Ma ono szczególne znaczenie w przypadkach anizometrii, kiedy po skorygowaniu różnica wielkości obrazów powstających na siatkówkach obojgu oczu może wywoływać objawy anizeikonii oraz przy wadach cylindrycznych, gdzie różne wielkości obrazów w dwóch głównych południkach wywołane przez korekcję mogą prowadzić do zauważalnych dla pacjenta zniekształceń obrazu.

Obrazy siatkówkowe dowolnego przedmiotu powstające w oczach osoby emetropijnej zależą od biegu promieni światła przechodzących od skrajnych punktów obserwowanego przed-



**Ryc. 3.18** (A) Bieg promieni światła w nieskorygowanym oku nadwzrocznym. (B) Efekt zastosowania korekcyjnej soczewki okularowej. Należy zwrócić uwagę, że kąt między promieniem światła przechodzącym przez środek źrenicy wzrasta od wartości  $w_0$  przy oku bez korekcji do  $w$  przy oku skorygowanym. Tym samym kąt między tym promieniem światła a osią optyczną wzrasta po zastosowaniu korekcji od  $w'_0$  do  $w'$ .

miotu przez środki źrenicy (wyjściowej i wejściowej). Oczywiście jest, że obraz każdego punktu będzie nieostry (ryc. 3.18A). Umieszczenie soczewki kontaktowej na powierzchni rogówki nie zaburza przebiegu głównego promienia światła i nie zmienia wielkości obrazu powstającego na siatkówce, choć w przypadku soczewki okularowej jest inaczej. Korekcja o mocy dodatniej zwiększa kąt pomiędzy głównym promieniem światła a osią optyczną oka, natomiast korekcja o mocy ujemnej zmniejsza go.

Rycina 3.18B przedstawia wspomniany efekt w przypadku korekcji cienkimi soczewkami o mocy dodatniej dla oka o mniejszej długości osiowej ze źrenicami (wejściową i wyjściową) położonymi w płaszczyźnie rogówki. Powiększenie okularowe (SM, *spectacle magnification*) definiuje się jako wysokość obrazu siatkówkowego powstającego w oku z korekcją  $h'$  podzieloną przez wysokość obrazu w oku bez korekcji  $h_0'$ . Przy założeniu, że wszystkie kąty są małe, na schemacie można założyć, że:

$$SM = h'/h_0' = w'k'/w_0'k' = w'/w_0' = (w/n') / (w_0/n) = w/w_0.$$

Ponieważ funkcja soczewki korekcyjnej polega na utworzeniu obrazu o wysokości  $h_1'$  w punkcie dalekim, uzyskuje się (ryc. 3.18B):

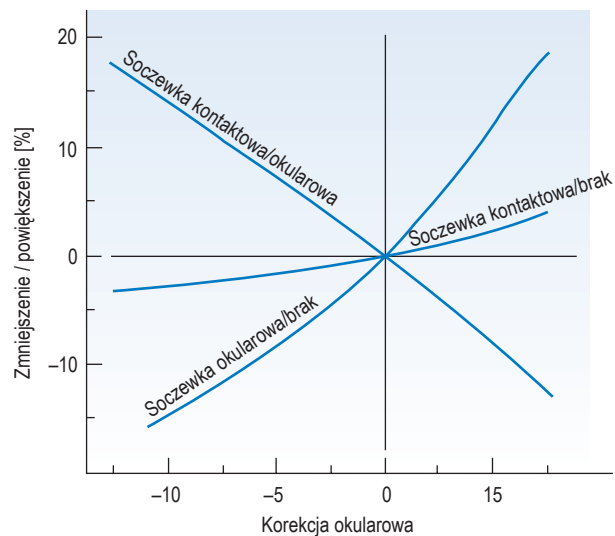
$$SM = [h_1'/(f_c' - a)] / [h_1' / f_c'] = 1/[1 - aF_c].$$

W tym uproszczonym modelu powiększenie okularowe będzie wynosiło 1 dla soczewek kontaktowych (odległość czołowa  $a = 0$ ),  $< 1$  w przypadku soczewek o mocy ujemnej korygującej krótkowzroczność oraz  $> 1$  dla soczewek o mocy dodatniej. Powiększenie okularowe jest w nieco przewrotny sposób wyrażane jako odsetek różniący wartość powiększenia od jedności, czyli powiększenie okularowe wynoszące  $1,05\times$  można opisać jako „powiększenie o 5%”. W praktyce jednak nie możemy traktować korekcji jak soczewek miękkich, a źrenice (wejściowa i wyjściowa) nie leżą w płaszczyźnie rogówki. Ze względów praktycznych można przyjąć, że źrenice są położone ok. 3 mm za rogówką. Przyjmując powyższe założenia dla soczewek grubych, powiększenie okularowe można opisać za pomocą następującego równania:

$$SM = [(1 - bF_v') (1 - (t/n) F_1)]^{-1} \approx (1 + bF_v') (1 + (t/n) F_1),$$

gdzie  $b$  oznacza odległość wierzchołkową mierzoną od tylnej powierzchni soczewki do źrenicy wejściowej, natomiast  $t$ ,  $n$ ,  $F_1$  i  $F_v'$  oznaczają odpowiednio grubość soczewki, współczynnik załamania światła, moc optyczną powierzchni przedniej i tylnej moc czołową. Powiększenie zależy zatem zarówno od konstrukcji soczewki, jak i od odległości wierzchołkowej. Rycina 3.19 przedstawia typowe wartości powiększenia okularowego soczewek kontaktowych i okularowych.

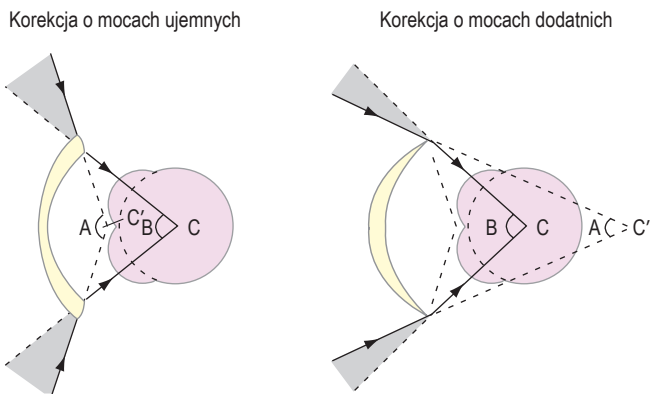
Należy szczególnie podkreślić, że powiększenie okularowe soczewek kontaktowych przyjmuje zawsze wartości zbliżone do 1, zatem po dopasowaniu soczewek kontaktowych pacjentowi nie stosujący wcześniej żadnej korekcji wzroku lub zmieniający typ noszonych soczewek kontaktowych najprawdopodobniej nie będą zgłaszać skarg dotyczących powiększenia obrazu. Okazjonalni użytkownicy soczewek kontaktowych, którzy zazwyczaj noszą korekcję okularową, mogą teoretycznie zauważać zniekształcenia przestrzenne, chociaż u osób krótkowzrocznych są one równoważone przez względnie większe i mogące poprawiać ostrość wzroku obrazy siatkówkowe. Efekty powiększenia okularowego występujące po przeprowadzeniu zabiegu chirurgii rogówkowej są podobne do występujących w przypadku korekcji soczewkami kontaktowymi (Applegate i Howland, 1993).



Ryc. 3.19 Typowe wartości powiększenia okularowego w korekcji okularowej i kontaktowej. Przedstawiono iloraz obydwu wartości powiększenia okularowego. Na przedstawionym wykresie punkty leżące na każdej linii pionowej odpowiadają temu samemu poziomowi ametropii (Na podstawie: Westheimer G. (1962). *The visual world of the new contact lens wearer*. J.Am. Optom. Assoc.,34, 135-138).

Oprócz omówionego wyżej zjawiska powiększenia okularowego, czasami opisuje się również względne powiększenie okularowe (RSM, *relative spectacle magnification*). Oznacza ono stosunek wielkości obrazu w skorygowanym oku ametropijnym do wielkości obrazu w określonym schematycznym oku emetropijnym. Teoretycznie zaletą tego podejścia jest odniesienie wielkości obrazu siatkówkowego do bezwzględnej wartości referencyjnej, ale w praktyce największe znaczenie mają zazwyczaj zmiany opisywane przez powiększenie okularowe, a praktyczne zastosowanie powiększenia względnego (RSM) jest ograniczone.

Jak wspomniano wcześniej, po skorygowaniu osoby anizometropijnej soczewkami okularowymi mogą wystąpić znaczne różnice powiększenia okularowego pomiędzy oczami, które mogą wywoływać objawy anizeikonii. Z oczywistych względów będą one znacznie mniejsze w przypadku soczewek kontaktowych, które minimalizują prawdopodobieństwo ich wystąpienia (Winn i wsp., 1986). Podobnego rodzaju efekt występuje u osób anizometropijnych przy patrzeniu w różnych kierunkach z utrzymywaniem głowy w stałej pozycji. Jeżeli pacjent nosi zwykłe soczewki okularowe, a osie wzrokowe nie przechodzą przez środki optyczne soczewek, pojawia się efekt pryzmatyczny o wielkości opisanej przez regułę Prentice'a  $P = cF_c$ , gdzie  $P$  oznacza moc pryzmatu wywołanego wyrażoną w dioptriach,  $c$  oznacza decentrację wyrażoną w centymetrach, a  $F_c$  to moc soczewki w dioptriach. Jeżeli moc korekcji jest taka sama na obojgu oczach, efekt pryzmatu wywołanego nie będzie powodował problemów z widzeniem w korekcji okularowej. W przypadku anizometrii efekt pryzmatyczny będzie różny dla prawego i lewego oka. Na przykład podczas czytania osie wzrokowe oczu młodej osoby z anizometrią powinny przechodzić przez powierzchnię soczewek korekcyjnych do dali w pewnej odległości od środków optycznych. Załóżmy, że ta odległość wynosi 8 mm, a zastosowana korekcja to  $-3,00$  D na oku prawym (OP),  $-6,00$  D na oku lewym (OL). Wówczas efekt pryzmatyczny wyniesie odpowiednio 2,4 przyzmodioptrii w OP i 4,8 przyzmodioptrii w OL (oba pryzmaty bazą w dół). Różnica mocy



**Ryc. 3.22** Pola widzenia użytkowników korekcji okularowej. Środek obrotu gałki ocznej znajduje się w punkcie  $C$ , a obraz widziany przez soczewkę okularową – w punkcie  $C'$ .  $B$  oznacza pole widzenia postrzegane w obszarze plamki, natomiast  $A$  rzeczywiste pole widzenia.

ków zmiana potrzeby konwergencji jest niewielka w porównaniu z posiadanymi rezerwami fuzyjnymi. Ponieważ zarówno potrzeba akomodacji, jak i konwergencji jest większa u osób krótkowzrocznych stosujących korekcję kontaktową, a mniejsza u osób nadwzrocznych, relacja między akomodacją i konwergencją ulega zaburzeniu jedynie w minimalnym stopniu.

## Inne efekty optyczne

Efekt pryzmatyczny pojawiający się w okularowych soczewkach korekcyjnych wiąże się z występowaniem dodatkowych zjawisk, które nie występują u użytkowników soczewek kontaktowych. Zjawiska zauważalne dla użytkowników korekcji okularowej są związane z polem widzenia w warunkach statycznych, zakresem ruchu oczu niezbędnym do utrzymania fiksacji oraz wyglądem oczu użytkownika widzianym przez inne osoby (lub podczas patrzenia w lustro).

### POLE WIDZENIA I FIKSACJA

Efekt pryzmatyczny występujący w peryferyjnej części soczewki okularowej, kiedy oczy nie poruszają się, sprawia, że w soczewkach o mocy dodatniej pierścieniowaty obszar pola widzenia staje się niewidoczny, natomiast w soczewkach o mocy ujemnej jest on widziany podwójnie. Analogicznie jest przy rotacji oka wykonywanej w celu obserwowania przedmiotów znajdujących się z dala od osi optycznej soczewek korekcyjnych, gdzie u użytkowników soczewek o mocach ujemnych wymagany jest większy ruch oczu (w porównaniu z oczami bez korekcji), a u osób noszących soczewki o mocach dodatnich – mniejszy. Powyższą zależność przedstawiono na rycinie 3.22.

Jeżeli  $C$  oznacza środek obrotu gałki ocznej, to pole widzenia w soczewce okularowej będzie zależało od położenia obrazu  $C'$  utworzonego przez soczewkę korekcyjną.

W przypadku korekcji kontaktowej efekt związany z fiksacją nie będzie występował, ponieważ przy wykonywaniu kolejnych fiksacji soczewki będą poruszały się zgodnie z ruchem oczu. W peryferyjnej części statycznego pola widzenia może jednak występować niewielki efekt w przypadku soczewek kontaktowych o małej średnicy całkowitej lub małej strefie optycznej. W przypadku soczewek sztywnych mogą pojawiać się efekty flar lub światła rozproszonego związane z nieciągłościami na krawędzi soczewki lub strefy optycznej, które wpływają na promienie światła w peryferyjnej części pola. Po przebytej laserowej zabiegu chirurgii refrakcyjnej średnica strefy optycznej soczewki może być mniejsza niż średnica rozszerzonej źrenicy, przez co pacjent może zgłaszać skargi związane z efektem halo występującym po zmroku.

## WYGLĄD I POZORNA WIELKOŚĆ OCZU

Ze względów kosmetycznych wadą soczewek okularowych jest to, że pozornie zmieniają one wielkość oczu użytkownika postrzeganą przez inne osoby, przy czym w korekcji o mocy dodatniej oczu wydają się większe, a w korekcji o mocy ujemnej – mniejsze. Wykorzystując przybliżenie dla soczewek cienkich, gdzie moc soczewki korekcyjnej wynosi  $F_c$ , a oko znajduje się w odległości  $l$  od soczewki, w łatwy sposób można wykazać, że powiększenie przysiołowe  $M$  przedniej powierzchni oka opisuje równanie:

$$M = 1/(1 + F_c l).$$

Ponieważ odległość  $l$  jest niewielka ( $< 0,02$  m), można posłużyć się poniższym przybliżeniem:

$$M = 1 - F_c l.$$

Jeżeli zatem  $l$  wynosi  $-20$  mm, a  $F_c$  ma wartość  $-10$  D, widziane oczy będą miały pozorną wielkość wynoszącą nominalnie tylko 80% ich rzeczywistej wielkości. W rzeczywistości wielkość widzianego oka będzie się zmieniać w zależności od kierunku obserwacji, ponieważ nie będą one widziane zawsze w pobliżu osi optycznej. Efekt powiększenia można ograniczyć, minimalizując odległość wierzchołkową w przypadku korekcji okularowych o znacznej mocy. Oczywiście przy korekcji soczewkami kontaktowymi powyższy niekorzystny efekt kosmetyczny nie będzie występować.

## Podsumowanie

Jak wykazano w treści powyższego rozdziału, chociaż różne metody korekcji pozwalają uzyskać wyraźny obraz na siatkówce w oczach z wadami refrakcji, wielkość tych obrazów będzie różnicowana w poszczególnych przypadkach, podobnie jak to jest względem potrzeby akomodacji i konwergencji. Szczególną zaletą soczewek kontaktowych jest to, że zmieniają one wielkość obrazu powstającego na siatkówce w bardzo niewielkim stopniu w porównaniu z okiem bez korekcji.



# Materiały miękkich soczewek kontaktowych

CAROLE MALDONADO-CODINA

## Wprowadzenie

Miękkie soczewki kontaktowe, odkąd stały się powszechnie dostępne na początku lat 70. XX wieku, wywarły ogromny wpływ na światowy rynek soczewek kontaktowych. Od czasu ich wprowadzenia liczba miękkich soczewek kontaktowych zalecanych na całym świecie stale rośnie, a przemysł odpowiedzialny za ich sprzedaż jest szacowany na ok. 8 miliardów USD rocznie (Nichols, 2015). Ostatnie badanie wykazało, że soczewki miękkie stanowią obecnie ok. 87% wszystkich ponownie doбираanych soczewek kontaktowych na całym świecie (Morgan *i wsp.*, 2016).

Nasylenie rynku soczewek kontaktowych soczewkami miękkimi nastąpiło głównie z dwóch powodów. Po pierwsze, miękkie soczewki zapewniają noszącym to, co uważane jest za dwa najważniejsze wymagania dotyczące udanego użytkowania soczewek kontaktowych – dobrą jakość widzenia i komfort. Główną przeszkodą w przypadku sztywnych soczewek jest ogólnie uznawany brak komfortu, a zwłaszcza dyskomfort początkowy (Polse *i wsp.*, 1999). Po drugie, postęp w technologii produkcji skierował przemysł w stronę miękkich soczewek, a jeszcze bardziej w stronę koncepcji jednorazowości.

Materiały na soczewki kontaktowe (zarówno miękkie, jak i sztywne) są dobrym przykładem biomateriałów. Biomateriał można zdefiniować jako naturalny lub syntetyczny materiał, który jest odpowiedni do wprowadzenia do żywej tkanki, zwłaszcza jako część wyrobu medycznego. Termin obejmuje szeroki wachlarz technologii, w tym inżynierii tkankowej, sztucznych narządów, bioceramiki, wyrobów medycznych i wszczepialnych systemów dostarczania leków. Soczewki kontaktowe są w większości krajów klasyfikowane jako wyroby medyczne.

Prawdopodobnie bardzo niewielu z nas przejdzie przez życie bez wprowadzenia jakiegoś biomateriału do swojego organizmu. Najczęstsze przykłady stosowane obecnie obejmują: wypełnienia dentystyczne, soczewki kontaktowe, soczewki wewnątrzgałkowe, zastawki serca i stenty. Ta lista sama w sobie podkreśla, jak różnorodne muszą być biomateriały, aby spełnić ich bardzo specyficzne zastosowanie końcowe – na przykład materiał soczewki kontaktowej ma zupełnie inne właściwości niż materiał stosowany do wypełnień dentystycznych.

Jeżeli zastosowanie biomateriału ma być sukcesem, musi on być również biokompatybilny. Biokompatybilność odnosi się do zdolności materiału do funkcjonowania z odpowiednią odpowiedzią gospodarza w konkretnym zastosowaniu. „Odpowiednia odpowiedź gospodarza” obejmuje brak toksycznego lub szkodliwego wpływu na systemy biologiczne. Biomateriały wytwarzane do stosowania jako soczewki kontaktowe muszą nie tylko spełniać wszystkie te wymagania dotyczące bezpiecznego stosowania na oku, ale dodatkowo muszą również mieć bardzo

specyficzne cechy, takie jak przejrzystość (i utrzymywanie jej na oku), bycie wygodnymi i względnie tanimi w produkcji.

W tym rozdziale dokonano przeglądu elementów konstrukcyjnych, właściwości i charakterystyki materiałów używanych do produkcji miękkich soczewek kontaktowych oraz przedstawiono historię rozwoju tych materiałów. Większość klinicystów zna przyjętą amerykańską nazwę (USAN, *United States adopted name*) dotyczącą określonego materiału soczewki (np. etafilcon A lub lotrafilcon A), ale często brakuje im dalszego zrozumienia tego materiału. Ten rozdział ma na celu nadanie znaczenia i tła nazwom USAN, aby pomóc czytelnikowi zrozumieć i odróżnić różne materiały miękkich soczewek kontaktowych.

## Polimery

Wszystkie materiały soczewek kontaktowych można sklasyfikować jako polimery. Słowo „polimer” pochodzi ze starożytnej greki i oznacza „wiele części”. Polimery są materiałami stałymi (w przeciwieństwie do gazów lub cieczy), które składają się z łańcuchów o dużej masie cząsteczkowej (tj. długich łańcuchów), a te z kolei składają się z małych, powtarzających się jednostek. Te powtarzające się jednostki nazywane są monomerami. Polimery to makrocząsteczki (gigantyczne cząsteczki) zbudowane z tysięcy atomów. Termin „polimer” jest zatem terminem parasolowym w przypadku materiałów, które obejmują tworzywa sztuczne (np. polimetakrylan metylu (PMMA), stosowane do produkcji „twardych” soczewek sztywnych), włókna (np. nylon), elastomery (tj. gumy takie jak guma silikonowa) oraz materiały omawiane w tym rozdziale – hydrożele.

Termin „hydrożel” jest w odniesieniu do soczewek kontaktowych często używany zamiennie z terminem „miękki”. Soczewki miękkie zostały tak nazwane, ponieważ są wykonane z pęczniejących w wodzie, usieciowanych polimerów hydrofilowych, które są elastyczne i zgodne z wymogami. Termin „hydrofilowy” jest używany do opisanego faktu, że sieci, z których wykonane są te materiały „lubią wodę”.

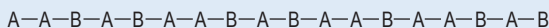
Szerokie stosowanie polimerów w wielu obszarach naszego życia codziennego stało się powszechnym i akceptowanym zjawiskiem – do tego stopnia, że nazwano je „stałą XXI wieku”. Polimery mają wiele właściwości, dzięki czemu nadają się do szerokiego zakresu zastosowań, z których niektóre są wyjątkowe. Właściwości te częściowo spowodowane są długością cząsteczek, z których są wykonane. Dodatkowo polimery czerpią także swoje unikalne cechy ze zdolności niektórych atomów do łączenia się w celu utworzenia stabilnych wiązań kowalencyjnych.

Wiele polimerów składa się z węglowodorów [tj. samego węgla (C) i wodoru (H)], np. polietylen i polistyren. Chociaż w podstawowym składzie wielu polimerów jest węgiel i wodór,

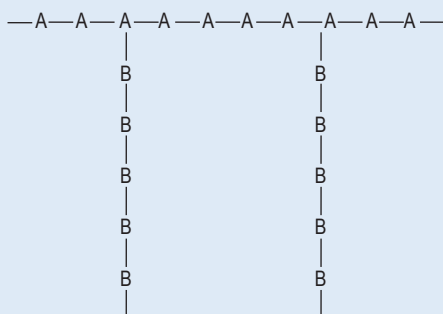


Odchodząc od ograniczeń matrycy liniowej, można również przygotować rozgałęzione kopolimery, znane jako „polimery szczepione”. Szkielet cząsteczki składa się z jednego rodzaju jednostek, a długie łańcuchy boczne lub przeszczepy składają się z innego. Bardziej zaawansowane typy szczepionych polimerów mają szkielet składający się z różnych powtarzających się jednostek i kilku wyraźnie różnych chemicznie grup bocznych. Ten typ polimeru przedstawiono schematycznie na rycinie 4.7.

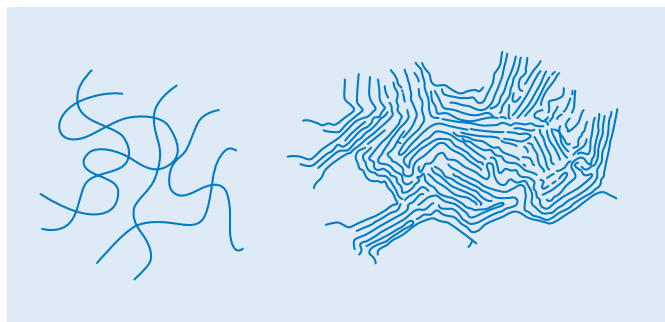
Ostatnia ważna klasyfikacja dotyczy podziału na polimery amorficzne lub krystaliczne (związane jest to z ich kolejnością makrocząsteczkową) (ryc. 4.8). Polimery krystaliczne mają geometrycznie regularną strukturę i są ogólnie sztywne, odporne na chemikalia i twarde. Mają ograniczone zastosowanie jako materiały do soczewek kontaktowych, głównie ze względu na ich słabe właściwości optyczne (tzn. są zwykle półprzezroczyste lub nieprzezroczyste). Dobrym przykładem półkrystalicznego polimeru jest polipropylen, który często stosuje się do wykonywania form w procesie wytwarzania odlewanych soczewek kontaktowych.



Ryc. 4.6 Kopolimer losowy.



Ryc. 4.7 Kopolimer szczepiony.



Ryc. 4.8 Schematyczne przedstawienie kolejności makromolekularnej pokazującej amorficzny polimer (po lewej) i polimer krystaliczny (po prawej). (Przerysowane z: Kastl, P.R., Refojo, M.F. & Dabiezies, O.H. (1984) Review of polymerization for the contact lens fitter. W: O.H. Dabiezies (red.) The CLAO Guide to Basic Science and Clinical Science, Orlando, Grune & Stratton Inc.).

Polimery amorficzne natomiast nie mają regularnej struktury. Łańcuchy polimerowe przenikają się i są w przypadkowych pozycjach (coś jak spaghetti na talerzu), co często pozwala na przezroczystość tych polimerów. W zależności od ruchliwości łańcucha polimery amorficzne można klasyfikować jako „plastikowe” lub „szkliste” (Tighe, 1997).

## POLIMERYZACJA

Reakcja chemiczna, która zachodzi w przypadku monomerów w celu utworzenia długołańcuchowych polimerów, znana jest jako polimeryzacja. Mówiąc ogólnie, monomery można łączyć chemicznie na dwa sposoby: na drodze polimeryzacji stopniowej (polikondensacji) lub polimeryzacji łańcuchowej. Polimery polikondensacyjne powstają w wyniku reakcji jednostek monomerycznych ze sobą, co powoduje eliminację małej cząsteczki (np. wody). Hydrożele generalnie powstają jednak w wyniku polimeryzacji łańcuchowej.

Przed wejściem w zawiloci polimeryzacji ważne jest ustalenie, że do wytworzenia materiału soczewki kontaktowej potrzebne są następujące trzy podstawowe „składniki” w „mieszance” monomerycznej: (1) monomer lub monomery, (2) środek sieciujący i (3) inicjator. W niektórych przypadkach do mieszaniny monomerów dodaje się również rozpuszczalnik. Rozpuszczalnik stosuje się, gdy soczewki są wytwarzane przez „odlewanie na mokro”, gdzie rozpuszczalnik jest stopniowo zastępowany roztworem soli fizjologicznej. Jeśli nie stosuje się rozpuszczalnika, proces produkcji jest często określany jako „odlewanie na sucho” (tzn. soczewka kontaktowa jest odlewana jako kserożel).

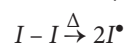
### Polimeryzacja łańcuchowa

Monomery stosowane w polimeryzacji łańcuchowej są nienasycone i niekiedy są określane jako monomery winylowe. Zasadniczo oznacza to, że monomer ma co najmniej jedno podwójne wiązanie węgiel-węglowodór. Podczas procesu polimeryzacji stężenie monomeru z czasem stopniowo maleje, w wyniku czego powstaje mieszanina reakcyjna zawierająca monomer, polimer o wysokiej masie molowej i niskie stężenie rosnących łańcuchów. Polimeryzacja łańcucha charakteryzuje się trzema odrębnymi etapami: inicjacją, propagacją i terminacją.

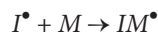
**Inicjacja.** Hydrożelowa mieszanina monomerowa zwykle zawiera inicjator. Jest to substancja chemiczna, której rolą jest rozpoczęcie procesu polimeryzacji. Inicjatory łatwo rozpadają się na wolne rodniki (atom, cząsteczka lub fragment cząsteczkowy o wysokiej reaktywności z wolnym lub niesparowanym elektronem), gdy są aktywowane przez ciepło lub inną formę promieniowania (np. światło ultrafioletowe).

Rodzaj zastosowanego inicjatora będzie zależeć od metody produkcji. Na przykład inicjator termiczny jest zwykle wykorzystywany do wytwarzania pastylek lub prętów, z których ostatecznie powstaną wytoczone soczewki, a fotoinicjator jest zwykle używany w przypadku soczewek odlewanych wirowo lub odlewanych w formie.

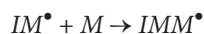
Fragmentacja inicjatora jest schematycznie przedstawiona za pomocą podanego poniżej równania, w którym  $I$  oznacza cząsteczkę inicjatora, a  $I^\bullet$  oznacza wolny rodnik.



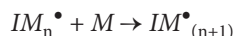
Utworzone wolne rodniki mogą następnie łączyć się z monomerem ( $M$ ), co powoduje powstanie wolnego rodnika monomeru (dlatego polimeryzacja hydrożeli jest niekiedy określana jako polimeryzacja wolnorodnikowa).



**Propagacja.** Rodnik monomerowy, który jest związkiem przejściowym, może teraz łączyć się z inną jednostką monomeru, w wyniku czego powstaje inny, nowy związek.



Kontynuacja tego procesu powoduje propagację łańcucha polimeru. Powstały łańcuch może składać się z tysięcy jednostek monomeru.



**Terminacja.** Polimeryzacja nie trwa zwykle, aż cały monomer zostanie zużyty, ponieważ zaangażowane wolne rodniki są tak reaktywne, że w różny sposób tracą swoją reaktywność. Polimeryzację można zakończyć na dwa główne sposoby. Pierwszą metodą jest rekombinacja. Dzieje się tak, gdy dwie rosnące cząsteczki zawierające wolne rodniki spotykają się, dzielą niesparowanymi elektronami, tworząc stabilne wiązanie kowalencyjne, wygaszając tym samym ich reaktywność. Druga metoda terminacji jest znana jako dysproporcjonowanie. Dzieje się tak, gdy dwa rodniki oddziałują poprzez transfer wodoru, co prowadzi do powstania dwóch produktów reakcji, z których jeden jest nasycony, a drugi nienasycony.

Warunki, w których zachodzi polimeryzacja, stają się ważne, gdy weźmie się pod uwagę, że miękkie soczewki kontaktowe są obecnie wytwarzane przy użyciu trzech głównych metod produkcji: toczenia, odlewania wirowego i odlewania w formie, a odlewanie w formie jest zdecydowanie najczęściej stosowaną metodą. Soczewki wykonane tymi różnymi metodami produkcji będą podlegać bardzo różnym warunkom polimeryzacji, które prawdopodobnie będą miały wpływ na powstały materiał. Sposób przetwarzania materiału prawdopodobnie wpłynie również na prawie każdy aspekt soczewki, od jej działania klinicznego po właściwości fizyczne i chemiczne (Maldonado-Codina i Efron, 2004).

## Właściwości materiałów hydrożelowych

Środowisko oczne stawia znaczne wymagania dotyczące działania hydrożeli jako biomateriałów. Materiały te muszą:

- utrzymywać stabilność i ciągłość filmu łzowego;
- być przepuszczalne dla tlenu w celu utrzymania prawidłowego metabolizmu rogówki;
- być przepuszczalne dla jonów w celu utrzymania ruchomości na oku;
- być komfortowe;
- zapewniać wyraźne, stabilne widzenie;
- być trwałe przez cały okres użytkowania soczewek.

Te podstawowe właściwości w rozszerzony sposób opisano poniżej.

### TRANSPARENTNOŚĆ OPTYCZNA

Hydrożel stosowany jako materiał soczewki kontaktowej musi być przezroczysty, aby zapewniać maksymalną jakość widzenia. Gdy mówimy o przepuszczalności światła przez polimery, to

wyróżniamy materiały przezroczyste, półprzezroczyste lub nieprzezroczyste. Przezroczyste polimery to te, przez które można coś zobaczyć, półprzezroczyste polimery to te, przez które nie można nic zobaczyć, ale przepuszczają światło, a nieprzezroczyste polimery to takie, przez które nie można ani spojrzeć, ani nie przepuszczają one światła. Zwykle klarowność optyczną materiałów soczewek kontaktowych wyraża się jako procent transmisji widzialnego spektrum elektromagnetycznego. Hydrożele, które są przydatne jako materiały soczewek kontaktowych, przepuszczają ponad 90% światła w widzialnej części widma.

Kiedy hydrożel traci przezroczystość, prawdopodobnie jest to spowodowane separacją wody przez mikrofazę. Wynika to z powstawania w żelu obszarów o różnym współczynniku załamania światła. Hydrożele, które wykazują tego rodzaju zachowanie (zazwyczaj syntetyzowane przez wytwarzanie kopolimerów z dużymi blokami lub segmentami hydrofobowych i hydrofilowych monomerów zamiast ich losowego rozpraszania), mają zalety pod względem zwiększonej wytrzymałości i lepszej przepuszczalności.

Jeśli rozdział faz jest ograniczony (np. wielkość fazy jest krótsza niż długość fali światła), nadal można uzyskać materiały przezroczyste. Wiadomo, że niektóre hydrożele tracą przezroczystość po podgrzaniu, co jest ważnym czynnikiem, ponieważ następuje wzrost temperatury na oku w porównaniu z opakowaniem soczewek, a ponadto niektórzy pacjenci nadal dezynfekują termicznie soczewki, chociaż obecnie praktyka ta jest rzadko stosowana.

Próba połączenia hydrofilowych monomerów hydrożelowych i hydrofobowych monomerów na bazie silikonu w przezroczyste hydrożele stanowiła główną trudność techniczną w opracowaniu odpowiednich materiałów silikonowo-hydrożelowych. Tighe (2004) porównuje to wyzwanie techniczne do próby zmieszania oleju z wodą.

### WŁAŚCIWOŚCI MECHANICZNE

Mechaniczne właściwości hydrożelowych soczewek kontaktowych są fundamentalnie ważne, ponieważ są one bezpośrednio związane z takimi czynnikami, jak komfort, parametry wizualne, charakterystyka dopasowania, wpływ na fizjologię, trwałość i łatwość obsługi soczewek.

W stanie uwodnionym większość hydrożeli jest miękkich i elastycznych. Gdy dochodzi do ich odwodnienia, stają się twarde i kruche. Polimery o niższej zawartości wody stają się bardziej twarde i kruche niż materiały o wyższej zawartości wody. Hydrożele pobierają wodę, ponieważ są hydrofilowe. Oznacza to, że hydrożele pęcznią w wodzie (jak również w wielu innych cieczach), co powoduje, że stają się miękkie i mają właściwości elastyczne (woda działa jak plastyfikator).

W przeciwieństwie do doskonale elastycznych materiałów, które odkształcają się pod wpływem naprężeń, ale powracają do swojego pierwotnego rozmiaru i kształtu po uwolnieniu naprężenia, hydrożele są lepkosprężyste [inaczej wiskoelastyczne – *przyp. red.*]. Oznacza to, że odkształcają się one w zależności od czasu, gdy przykładana do nich naprężenie, i odzyskują kształt w zależności od czasu, gdy naprężenie jest usuwane. Teoretycznie może to spowodować trwałe odkształcenie materiału.

Jedną z głównych trudności przy charakteryzowaniu właściwości mechanicznych soczewki kontaktowej jest to, że nie ma pojedynczego pomiaru właściwości, który dokładnie odzwierciedlałby jej stan „w użyciu”. Tradycyjne testy mechaniczne

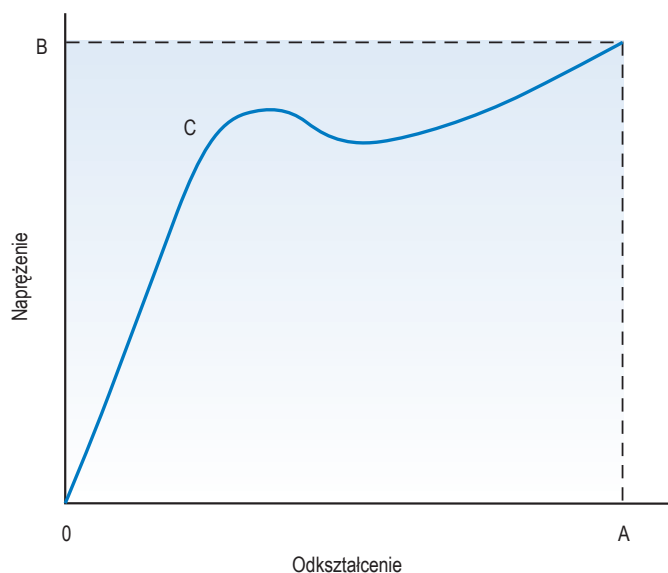


materiałów obejmują przykładanie siły odkształcającej („naprężenia”) do próbki i obserwowanie reakcji próbki („odkształcenia”).

Naprężeniem może być ściskanie, rozciąganie lub ścinanie. Ściskanie to naprężenie, które skraca obiekt. Rozciąganie to naprężenie, które działa, aby wydłużyć przedmiot. Ścinanie jest naprężeniem, które działa równoległe do powierzchni. Naprężenie jest definiowane jako stopień deformacji, jakiej podlega obiekt w porównaniu z jego pierwotnym rozmiarem i kształtem. Gdy na materiał przykładana się naprężenie rozciągające, naprężenie stopniowo narasta, aż próbka pęknie (ulegnie przedarciu).

Uogólnioną krzywą określającą zależność naprężenie–odkształcenie pokazano na rycinie 4.9. Przedstawia ona kilka właściwości mechanicznych badanego materiału. Wytrzymałość materiału jest definiowana jako siła przyłożona na jednostkę przekroju powierzchni, która jest wymagana do spowodowania uszkodzenia, gdy próbka jest poddawana szczególnemu rodzajowi naprężenia. Niektóre materiały przechodzą przez granicę plastyczności, która jest zdefiniowana jako naprężenie, przy którym materiał zaczyna odkształcać się plastycznie. Hydrożele soczewek kontaktowych zwykle nie wykazują granicy plastyczności. Moduł Younga ( $E$ ) lub moduł sprężystości jest określony przez początkowe nachylenie krzywej naprężenie–odkształcenie i dlatego jest stały (tzn. jest to naprężenie podzielone przez odkształcenie). Moduł Younga i grubość materiału ( $t$ ) są ze sobą powiązane przy określaniu sztywności soczewki. Tak jak  $Dk/t$  wskazuje względną przepuszczalność różnych soczewek, tak współczynnik sztywności pomnożony przez grubość ( $E \times t$ ) wskazuje względną odporność na odkształcenie soczewki.

Warto zauważyć, że można zmierzyć kilka różnych rodzajów modułów, ale moduł Younga jest tym, o którym najczęściej mówi się w związku z soczewkami kontaktowymi. Wydłużenie przy zerwaniu materiału, zwane również odkształceniem, jest ułamkiem jego pierwotnej długości, kiedy to materiał rozciąga się pod obciążeniem. Jest to miara tego, jak bardzo materiał może się



**Ryc. 4.9** Typowa krzywa naprężenie–odkształcenie dla materiału teoretycznego. Punkt A na wykresie reprezentuje wydłużenie przy zerwaniu, punkt B – wytrzymałość ostateczną, a punkt C – granicę plastyczności materiału. Typowy hydrożel w miękkiej soczewce kontaktowej nie wykazuje plastyczności; pękłby w punkcie C na wykresie.

odkształcić przed pęknięciem. Odkształcenie jest bezwymiarowe (tzn. nie ma żadnych dołączonych do niego jednostek).

Punktem potencjalnego zamieszania w literaturze jest brak standaryzacji jednostek używanych do pomiaru naprężeń. Naprężenie jest definiowane jako siła na jednostkę powierzchni. Jednostką naprężenia w układzie SI (Système Internationale) jest  $N/m^2$  (niuton na metr kwadratowy). Jeden niuton jest siłą, która jest potrzebna, aby uzyskać przyspieszenie masy  $1\text{ kg}$  do  $1\text{ ms}^{-2}$ . Niuton rozłożony na metr kwadratowy jest dość słabą siłą, dlatego  $MN/m^2$  (meganiuton na metr kwadratowy lub  $10^6\text{ N/m}^2$ ) jest bardziej przydatną jednostką.

Paskal jest również widoczny w literaturze w odniesieniu do stresu. Paskal jest w rzeczywistości w układzie SI jednostką ciśnienia. Jednostki ciśnienia są definiowane w taki sam sposób jak te dotyczące naprężenia: siła/jednostkę powierzchni. Jeden paskal to ciśnienie generowane przez siłę  $1\text{ N}$  działającą na powierzchnię  $1\text{ m}^2$  ( $1\text{ Pa} = 1\text{ N/m}^2$ ). Meganiutony/ $m^2$  i megapaskale mają zatem liczbowo równe wartości.

W zwyczajowych amerykańskich jednostkach naprężenie wyraża się w funtach-siła na cal kwadratowy (psi). Współczynnik konwersji jest następujący:

$$1\text{ MPa} = 145,0377\text{ psi}$$

Wytrzymałość hydrożelu daje pewne wskazania dotyczące zachowania się danego materiału podczas manipulowania soczewkami. Moduł wskazuje również zakres, w jakim powieka może go deformować, i co ma wpływ na właściwości dopasowania soczewki oraz jej wygodę. Sztywne materiały soczewek mają stosunkowo wysoki moduł (w obszarze  $10^3\text{ MPa}$ ), podczas gdy miękkie materiały soczewek mają znacznie niższą wartość, gdy są w stanie uwodnionym (w zakresie  $0,2\text{--}1,5\text{ MPa}$ ).

Od czasu wprowadzenia materiału silikonowo-hydrożelowego pod koniec lat 90. XX wieku ponownie pojawiło się zainteresowanie pojęciem „modułu” jako ważnej właściwości fizycznej miękkiej soczewki kontaktowej. Soczewki te (w szczególności wczesne „sztywniejsze” soczewki silikonowo-hydrożelowe pierwszej generacji) generalnie mają wyższy moduł wytrzymałości na rozciąganie niż konwencjonalne hydrożele. Wyższe moduły tych materiałów mają pewne implikacje kliniczne, które zostały omówione bardziej szczegółowo w części dotyczącej materiałów silikonowo-hydrożelowych w tym rozdziale.

Ogólnie słaba wytrzymałość mechaniczna (w tym wytrzymałość na rozdarcie) miękkich soczewek jest prawdopodobnie głównym powodem, dla którego mają one dość krótki czas użytkowania. Problem ten został w pewnym stopniu rozwiązany poprzez wprowadzenie soczewek planowej wymiany, co zasadniczo oznacza, że większość miękkich soczewek nie jest używana dłużej niż dzień, 2 tygodnie lub miesiąc, w zależności od zamierzonego trybu wymiany.

Kilka czynników może wpływać na właściwości mechaniczne materiału hydrożelowego i można je ogólnie podzielić na: (1) czynniki wynikające ze składu materiału i (2) czynniki wynikające z przetwarzania polimeru. Przykłady czynników wynikających ze składu materiału obejmują zmianę komonomerów stosowanych w preparacie hydrożelu. Jeśli hydrożel nie jest homopolimerem, wówczas zwiększenie względnej ilości fizycznie silniejszego składnika (lub składników) doprowadzi do wzrostu końcowej wytrzymałości mechanicznej materiału. Może to mieć wpływ na zmianę wytrzymałości mechanicznej poprzez zwiększenie sztywności szkieletu polimeru, na przykład poprzez zastąpienie akrylanów metakrylanami, a także może zmienić hydrofilowość polimeru przez zastąpienie metakry-



lanu hydroksyetylu (HEMA) kwasem metakrylowym (MAA, *methacrylic acid*). Na ogół, gdy równowagowa zawartość wody (EWC, *equilibrium water content*) w hydrożelu wzrasta, jego moduł maleje.

Innym ważnym czynnikiem wynikającym ze składu materiału jest to, że właściwości mechaniczne hydrożelu zależą od gęstości usieciowania w układzie. Połączenia poprzeczne działają jak kotwice lub połączenia fizyczne i zapobiegają przesuwananiu się łańcuchów polimerów. Zasadniczo wytrzymałość hydrożelu rośnie wraz ze wzrostem gęstości sieciowania, szczególnie w stanie uwodnionym, gdy splątania fizyczne są niskie.

Gęstość sieciowania można zwiększyć przez dodanie większych ilości środka sieciującego. Chociaż zwiększenie gęstości usieciowania w sieci hydrożelowej jest korzystne w przypadku jej właściwości mechanicznych, należy również wziąć pod uwagę, że wystąpią zmiany innych właściwości polimeru. Zdolność pęcznienia hydrożelu będzie się prawdopodobnie zmniejszała wraz ze wzrostem gęstości sieciowania, a zatem jego przepuszczalność dla tlenu również będzie się zmniejszać, co jest niepożądane w przypadku materiału soczewki kontaktowej. Równowaga wszystkich właściwości polimeru ma kluczowe znaczenie dla jego końcowego zastosowania.

Czynniki wynikające z przetwarzania polimerów, które mogą wpływać na właściwości mechaniczne hydrożelu, zasadniczo odnoszą się do faktu, że materiały hydrożelowe są bardzo wrażliwe na warunki przetwarzania i produkcji, którym są poddawane. Soczewki wykonane różnymi metodami zostaną poddane bardzo różnej obróbce materiału, szczególnie polimeryzacji. Te różne etapy przetwarzania materiału mogą mieć wpływ na właściwości mechaniczne powstałej soczewki. Na przykład toczone soczewki są formowane z litych pastylek z odwodnionego materiału, a pastylki te są zwykle polimeryzowane w masie przez względnie długi okres w porównaniu z soczewkami formowanymi poprzez odlewanie. W produkcji tych pastylek często stosowane są inicjatory termiczne. Mają one niską energię aktywacji, umożliwiając ustawienie łaźni wodnych lub pieców na stosunkowo niskie temperatury. Ten typ polimeryzacji prawdopodobnie prowadzi do struktury polimeru składającej się z dłuższych łańcuchów (wyższych mas cząsteczkowych), a zatem większej liczby łańcuchów.

W procesie odlewania w formie niewielką ilość monomeru umieszcza się między dwoma formami, aby bezpośrednio utworzyć soczewkę. Proces polimeryzacji jest zazwyczaj bardzo szybki, co jest jednym z powodów, dla których jest to metoda z wyboru do produkcji soczewek (planowej wymiany). Szybki czas polimeryzacji może doprowadzić do krótszych łańcuchów, większej liczby końców łańcucha i mniej wydajnych połączeń poprzecznych.

## WŁAŚCIWOŚCI POWIERZCHNIOWE

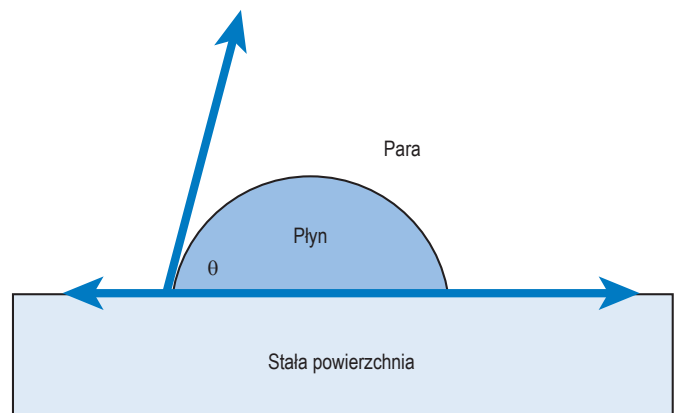
Charakterystyka powierzchni soczewki hydrożelowej ma bezpośredni wpływ na jej interakcję z filmem łzowym, a w konsekwencji na jej biokompatybilność w środowisku oka. „Zwilżalność” jest używana do opisu tendencji cieczy do rozprzestrzeniania się na sztywnej powierzchni, a zwilżalność *in vivo* w kontekście soczewek kontaktowych implikuje zdolność filmu łzowego do rozprzestrzeniania i utrzymywania się na powierzchni soczewki kontaktowej. Zwilżalność *in vivo* jest kluczową miarą skuteczności klinicznej, ponieważ uważa się, że sukces każdej soczewki kontaktowej wiąże się z jej zdolnością do podtrzymywania stabilnej warstwy łez w oku. Ogólny kon-

sensus kliniczny jest taki, że gdy nie uda się tego osiągnąć, może to spowodować, że soczewka będzie niewygodna, obniży się jakość widzenia i szybko utworzy się na niej osad. Jakość przed-soczewkowego filmu łzowego będzie miała również wpływ na tarcie między powieką a powierzchnią soczewki. To z kolei uważa się za ważne w etiologii odpowiedzi fizjologicznych, takich jak brodawkowe zapalenie spojówek związane z soczewkami kontaktowymi (CLPC, *contact-lens-related papillary conjunctivitis*) i epiteliopatia wycieraczkowa powieki (LWE, *lid wiper epitheliopathy*). Kwestia zwilżalności spotkała się z dużym zainteresowaniem od momentu wprowadzenia silikonowo-hydrożelowych materiałów na przełomie XX i XXI wieku ze względu na potencjalnie słabą zwilżalność soczewek wykonanych z tego materiału.

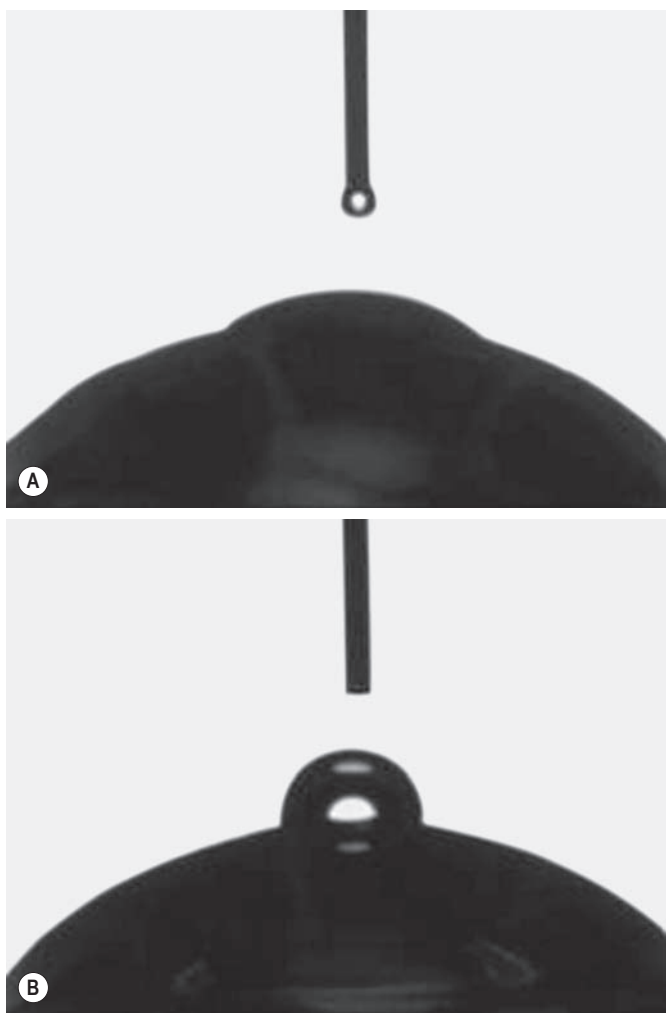
Zwilżalność *in vivo* jest ogólnie oceniana za pomocą szeregu dość prostych testów klinicznych, które są stosowane od kilku dekad. Należą do nich czas przerwania filmu łzowego (z fluoresceiną lub bez niej), interferometria i różne techniki oparte na odbiciu lustrzanym. Niestety w metodach tych często nie ma odpowiedniego rozróżnienia typów powierzchni soczewek, nawet gdy oceniane są względem siebie zdecydowanie różne powierzchnie.

Z drugiej strony laboratoryjne pomiary zwilżalności są dobrze ustandaryzowane i często w lepszy sposób uwzględniają różnicowanie powierzchni soczewek. Zwilżalność w stosunku do soczewek kontaktowych jest tradycyjnie oceniana *in vitro* przy użyciu analizy kąta zwilżania. Kiedy kropla cieczy zostaje umieszczona na stałej powierzchni, powstaje kąt na styku ciało stałe–ciecz–powietrze (ryc. 4.10). Kąt ten jest określany jako kąt zwilżania.

Kąty zwilżania mogą być równoważne, wstępujące lub cofające. Wstępujący kąt zwilżania jest kątem utworzonym, gdy ciecz umieszczana jest na nienawilżonej powierzchni. Cofający kąt zwilżania jest kątem utworzonym, gdy ciecz jest pobierana z uprzednio zwilżonej powierzchni. Zwykle w przypadku materiałów hydrożelowych istnieje różnica między wstępującym i cofającym kątem zwilżania (kąt wstępujący jest zwykle większy) i ta różnica jest nazywana histerezą. Zasadniczo im mniejszy kąt zwilżania, tym lepiej ciecz rozchodzi się po stałej powierzchni i tym lepiej zwilżalna jest ta powierzchnia. Należy jednak pamiętać, że związek między tymi pomiarami laboratoryjnymi a kliniczną obserwacją soczewek nie jest w pełni zrozumiały.



**Ryc. 4.10** Schematyczne przedstawienie techniki kropli siedzącej pokazujące kąt zwilżania ( $\theta$ ) zmierzony, gdy kropla jest umieszczona na stałej powierzchni



**Ryc. 4.11** Obrazy kąta zwilżania kropli siedzącej soczewki kontaktowej z powierzchnią o dobrej zwilżalności (A) i słabej zwilżalności (B). Należy zwrócić uwagę na większy kąt zwilżania soczewki o słabej zwilżalności powierzchni.

Rycina 4.11 przedstawia kąty zwilżania dwóch soczewek kontaktowych. Należy zauważyć, że kąt zwilżania soczewki B jest znacznie większy niż kąt soczewki A. Warto jednak pamiętać, że zwilżalność danej powierzchni zależy od wielu czynników, w tym napięcia powierzchniowego badanej cieczy i, jako taki jest właściwością połączenia ciecz–ciało stałe, a nie samej powierzchni stałej.

Do najczęściej stosowanych technik w przypadku soczewek kontaktowych należą metody siedzącej kropli i uwieszonego pęcherzyka powietrza. W technice siedzącej kropli kroplę cieczy (zwykle wody) nanosi się na suchą lub właśnie suszoną powierzchnię hydrożelu umieszczonego w powietrzu (zob. ryc. 4.11). W technice uwieszonego pęcherzyka powietrza soczewka hydrożelowa jest zanurzana w cieczy (zwykle w wodzie, roztworze soli fizjologicznej lub sztucznych łzach), a na powierzchnię soczewki nakładany jest bąbel powietrza. Kąty zwilżania uzyskane w kombinacji soczewka–ciecz są wysoce zależne metodologicznie (Maldonado-Codina i Morgan, 2007), a wszelkie publikacje wyznaczające kąty zwilżania powinny zawierać szczegóły eksperymentalne, takie jak sama metoda, rodzaj cieczy sondy i wcześniejsze przygotowanie materiału pod test.

Techniki siedzącej kropli i uwieszonego pęcherzyka powietrza dają rozbieżne wyniki danej próbki, ponieważ w każdej technice mierzy się inny typ kąta zwilżania: kąt zwilżania wstępującego mierzy się w technice siedzącej kropli, a za pomocą techniki uwieszonego pęcherzyka powietrza mierzony jest cofający kąt zwilżania. Dodatkowo obie te techniki mogą być użyte do oceny histerezy danego materiału. Oznacza to, że odpowiednio kąty wstępujący i cofający można uzyskać przy użyciu samej techniki siedzącej kropli lub samej techniki uwieszonego pęcherzyka powietrza (Read i wsp., 2011).

Cofający kąt zwilżania uzyskany *in vitro* jest szczególnie istotny, gdy rozważa się działanie soczewki kontaktowej *in vivo*. Kąt wstępujący bardziej odpowiada dynamice filmu łzowego, który jest wspomagany mechanicznie przez powiekę. I odwrotnie, uważa się, że kąt cofania jest ważny dla stabilności filmu łzowego między mrugnięciami.

Innymi aspektami powierzchni soczewki, które mają ważne implikacje kliniczne, są jej właściwości związane z tarcie. Tarcie jest definiowane jako opór napotykaną przez twardą powierzchnię, gdy przesuwa się ona nad drugą. W ten sposób te twarde powierzchnie mogą ulec „zużyciu”, które można zminimalizować, jeśli między powierzchniami występuje wystarczająca lubrykacja. W oku film łzowy działa jako lubrykant między spojówką na brzegu powieki a powierzchnią oka. Obszar spojówki na brzegu powieki, który „ociera się” o powierzchnię oka, został nazwany „powierzchnią wycieraczkową powieki” (Korb i wsp., 2002).

Gdy soczewka kontaktowa znajduje się *in situ*, powierzchnia wycieraczkowa powieki „ociera się” o powierzchnię soczewki wiele tysięcy razy w ciągu dnia i uważa się, że ta interakcja jest bardzo ważna dla zapewnienia komfortu noszenia soczewki, szczególnie pod koniec dnia (Coles i Brennan, 2012). Charakterystyka tarcia powierzchni soczewki jest funkcją nie tylko właściwości materiału soczewki, ale także tego, jak ta powierzchnia oddziałuje ze środowiskiem oka. Wysychanie, uszkodzenia, słaba charakterystyka filmu łzowego i nieregularności powierzchni oka mogą prowadzić do zwiększonego tarcia między brzegiem powieki a soczewką podczas jej noszenia. Te właściwości tarcia są ważnym czynnikiem rozważanym w czasie opracowywania soczewek kontaktowych.

Pomiary laboratoryjne współczynnika tarcia (CoF, *coefficient of friction*) są obecnie powszechnie stosowane do pomiaru właściwości materiałów soczewek kontaktowych. Współczynnik CoF to stosunek siły potrzebnej do zainicjowania lub utrzymania poślizgu do normalnej siły utrzymującej dwie powierzchnie razem; w pomiarach laboratoryjnych wymagany jest jakiś lubrykant. Podobnie jak w przypadku wielu innych konfiguracji laboratoryjnych bardzo trudno jest symulować warunki na oku i właśnie dlatego różne grupy badawcze otrzymały różne wyniki eksperymentów CoF (Ross i wsp., 2005; Roba i wsp., 2011).

## ZAWARTOŚĆ WODY

Równowagową zawartość wody (EWC) soczewki hydrożelowej definiuje się jako:

$$EWC = \frac{\text{masa wody w polimerze}}{\text{całkowita masa uwodnionego polimeru}} \times 100.$$

EWC hydrożelu może się różnić w zależności od warunków środowiskowych, a mogą ją zmieniać na przykład takie parametry, jak pH, toniczność czy temperatura. Zwiększona temperatura jest ważnym czynnikiem, ponieważ gdy soczewka kontaktowa

Wydanie trzecie

# Nathan Efron

## KONTAKTOLOGIA

TOM I

Jedną z podstawowych funkcji soczewek kontaktowych jest korekcja różnego rodzaju wad wzroku, a ich doborem i kontrolą nad użytkownikami zajmują się wyspecjalizowani w tym kierunku okuliści lub optometryści.

Trudno jednoznacznie określić, kiedy tak naprawdę pojawiły się pierwsze soczewki kontaktowe, ale pewne jest to, że ostatnie ćwierćwiecze przyniosło ogromny postęp w technologii i materiałach wykorzystywanych do ich produkcji. Oznacza to, że użytkownicy mają do dyspozycji coraz doskonalsze, zdrowsze i bezpieczniejsze soczewki, które można dopasować nie tylko do ich potrzeb korekcyjnych, ale również do stylu życia. Taka różnorodność dostępnych rozwiązań oznacza, że specjaliści muszą stale poszerzać swoją wiedzę w tym zakresie, tak aby sprostać oczekiwaniom swoich pacjentów.

Niniejsza publikacja powstała z myślą zarówno o studentach i początkujących kontaktologach, potrzebujących podstawowej wiedzy w zakresie doboru soczewek kontaktowych, jak i o doświadczonych specjalistach, którzy chcieliby rozszerzyć zakres oferowanych w swojej praktyce rozwiązań. Książka ta stanowi tłumaczenie trzeciego wydania znanego na całym świecie podręcznika do kontaktologii *Contact Lens Practice*, którego autorami są znakomici i cenieni specjaliści w tym zakresie. Polskie wydanie zostało uzupełnione o dodatkowe informacje dotyczące najnowszych rozwiązań technologicznych, które pojawiły się po ukazaniu się oryginału.

Praca nad tym podręcznikiem stanowiła spore wyzwanie, ale dała nam również wiele satysfakcji. Cieszymy się bardzo, że mogliśmy brać udział w tym przedsięwzięciu i mamy nadzieję, że książka ta stanie się źródłem wiedzy dla początkujących kontaktologów, a dla doświadczonych specjalistów źródłem inspiracji i pomysłów na zmiany.

Życzymy owocnej lektury  
Polski zespół redakcyjny



### O AUTORZE

Profesor Nathan Efron (*AC DsC PhD BScOptom*) jest uznanym autorem ponad 900 publikacji, artykułów naukowych i podręczników, dotyczących soczewek kontaktowych. Zdobył wiele nagród za swoje nowatorskie badania i jest stale zapraszany do wygłaszania wykładów na całym świecie. W 2015 roku Profesor Efron otrzymał tytuł Kawalera Orderu Australii, który jest najwyższym cywilnym odznaczeniem w Australii – za jego wkład jako autora, naukowca i badacza oraz za rolę lidera w organizacjach zrzeszających specjalistów z branży optycznej.

Tytuł oryginału: *Contact Lens Practice, 3e*.  
Publikację wydano na podstawie umowy  
z Elsevier.

ELSEVIER

ISBN 978-83-66548-17-6



9 788366 548176

www.edraurban.pl