

Прилади і системи біомедичних технологій

УДК 535(075)

ДОВЖИНА ФОКУСНОЇ ОБЛАСТІ ТА ОБСЯГ ПСЕВДОАКОМОДАЦІЇ АСТИГМАТИЧНОГО ОКА

Чиж І. Г., Колтун З. М.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»
м. Київ, Україна

Пресбіопічне чи артіфакічне око з втраченою акомодаційною здатністю потребує її відтворення, що є сучасною проблемою в офтальмології. Оку можна штучно забезпечити псевдоакомодацію спеціальним формуванням його фокусної області. В роботі досліджується вплив дифракції та первинного астигматизму оптичної системи ока на форму та геометричні параметри фокусної області ока. Метод дослідження – комп'ютерне моделювання розподілу освітленості у фокальній зоні з урахуванням дії дифракції та астигматизму. Знайдено довжину фокусної області при діаметрах зіниці 2, 3, 4 мм та при астигматизмі у 0,25 та 0,5 дптр. Показано, що астигматизм здатен збільшувати обсяг псевдоакомодації. Проте залежно від діаметру зіниці існує оптимальна величина астигматизму, що забезпечує оку найбільший обсяг псевдоакомодації.

Ключові слова: довжина фокусної області, астигматизм, псевдоакомодація.

Вступ

Здатність зорового органу людини чітко бачити об'єкти, розташовані на різних відстанях від ока, забезпечується функцією акомодації. Але з віком ця здатність практично зникає через втрату еластичності кришталика, око стає пресбіопічним. Теж саме має місце і в артіфакічному оці (оці з штучним імплантованим кришталиком). Проте клінічна практика свідчить – зоровий орган з втраченою функцією акомодації може мати деякий обсяг акомодації – псевдоакомодацію, завдяки кінцевій довжині фокусної області оптичної системи ока. Фокусна область – область в зоні сітківки де сфокусований пучок променів через їх негомоцентричність утворює розподіл світлового потоку у просторі, що концентрує його вздовж візуальної осі майже в однаковій за діаметром світловій трубці [1 - 3]. Осьова довжина цієї трубки є довжиною фокусної області. Осьовий відрізок простору об'єктів, оптично спряжений з фокусною областю, визначає глибину простору точкових об'єктів, які мають практично однакову якість зображення на сітківці.

При імплантації штучних кришталиків фокусну область можна коригувати в деяких межах, подовжуючи її, наприклад, наданням оптичній системі ока додаткових абераций, насамперед астигматизму або сферичної аберації. Аберації призводять до подовження фокусної області тим самим збільшуючи обсяг псевдоакомодації. Проте такий спосіб недостатньо вивчений, тому мета даної роботи полягає у отриманні даних, що дозволять на практиці обґрунтовано використовувати вказані властивості абераций для забезпечення максимально можливого обсягу псевдоакомодації.

Постановка задачі

У роботі [2] показано, що навіть безаберацийна оптична система ока внаслідок

дії дифракції має фокусну область скінченної довжини. Проте у реальному оці, крім дифракції, мають місце аберації – астигматизм, кома та сферична, які із зростанням діаметру зіниці подовжують фокусну область, але зменшують гостроту зору. Якщо встановити кількісний зв'язок між величинами окремих типів аберацій і довжиною фокусної області, то це дозволить регулювати обсяг псевдоакомодації і зберігати гостроту зору на допустимому рівні.

Найбільший вплив на довжину фокусної області має первинний астигматизм який природно присутній в оптичній системі ока. У зоні сітківки він формує специфічний розподіл освітленості вздовж візуальної осі – коноїд Штурма. Коноїд утворює фокусну область на дистанції між астигматичними фокусами. Задачею даної роботи є встановлення залежності довжини фокусної області і відповідного їй обсягу псевдоакомодації ока від величини астигматизму та діаметру зіниці при умові збереження нормальної гостроти зору.

Метод дослідження довжини фокусної області

Аналіз розподілу щільності світлового потоку у фокусній області можна здійснити на основі теорії абераційної дифракції, викладеної в роботах [4, 5]. Згідно цієї теорії розподіл освітленості в будь-якій точці біля геометричного фокусу обчислюється за допомогою функцій Ломмеля. Але математичні вирази для розрахунків інтенсивності з урахуванням поліноміальних складових функції хвильової аберації при цьому стають настільки громіздкими і незручними для аналізу, що математичне дослідження фокусної області в аналітичному вигляді практично стає неможливим. Тому нами був обраний метод комп'ютерного моделювання функції освітленості в заданих площинах поблизу геометричного фокусу з урахуванням дії дифракції та астигматизму. Для цього була використана відома програма ZEMAX, яка дає можливість обчислювати дифракційний інтеграл Гюйгенса-Френеля, враховуючи особливості оптичної системи ока та її хвильову аберацію з будь-яким модальним складом.

Оптична системи ока з абераціями в ZEMAX представлена моделлю, яка складена з двох оптичних площин у повітрі, розташованих на нескінченно малій відстані одна від одної. Перша поверхня типу Zernike Standard Phase (ZEMAX) вносить фазове спотворення хвильового фронту, представлене стандартизованими поліномами Церніке. Тим самим ця поверхня моделює хвильову аберацію оптичної системи ока. Друга поверхня типу Paraxial безабераційно моделює рефракційну силу оптичної системи ока і представляє собою її головні площини. Передня фокусна відстань системи $f = -17\text{мм}$ (згідно параметрів схематичного ока Гульстранда). Через однакове у моделі значення показника заломлення до і після оптичної системи задня фокусна відстань моделі дорівнює передній з протилежним знаком, але при цьому масштаб зображення в задній фокальній площині моделі ідентичний масштабу зображення у площині сітківки схематичного ока.

Вхідна зіниця моделі суміщена з першою оптичною поверхнею, що моделює аберації. В якості об'єкта використовувалася точка на оптичній осі нескінченно

віддалена від моделі. В розрахунках використовувалася довжина хвилі $\lambda = 0,55$ мкм, що відповідає максимуму спектральної чутливості сітківки в день.

Для моделювання первинного астигматизму ока була використана абераційна мода Z6 по Церніке, яка утворює хвильову аберацію, представлена функцією $Z6 = C_2^2 \sqrt{6} \rho^2 \cos 2\varphi$, в якій ρ, φ – канонічні ($\rho \in [0;1]$) полярні координати в площині зіниці, C_2^2 – нормована амплітуда абераційної моди. Величина амплітуди C_2^2 пов'язана з офтальмологічним стандартним параметром астигматизму A_s [дптр] формулою, [7]: $C_2^2[\text{мкм}] = \frac{A_s[\text{дптр}]}{4\sqrt{6}} r^2$, де r – радіус в [мм] отвору

зіниці ока, в якому моделюється астигматизм величиною A_s .

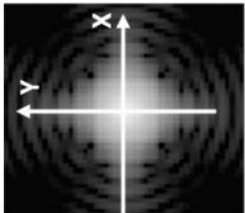
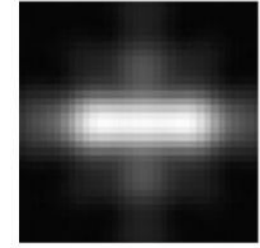
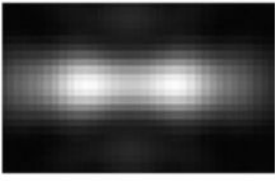


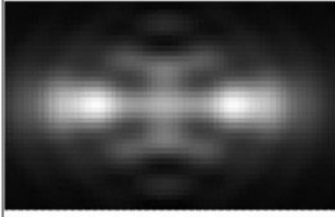
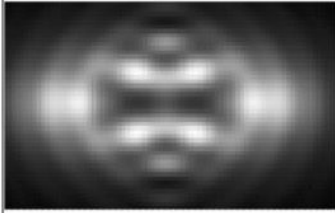
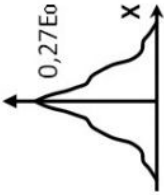
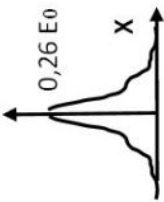
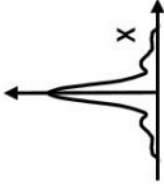
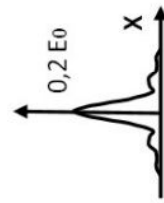
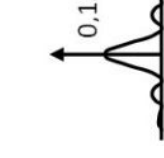
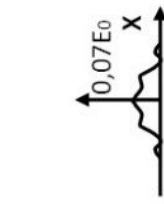
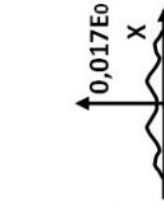
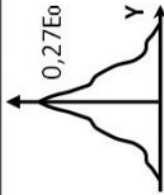
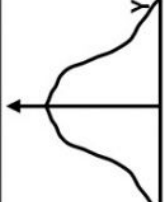
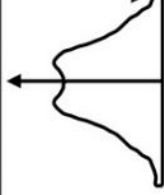
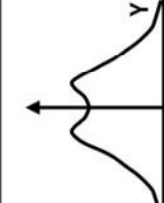
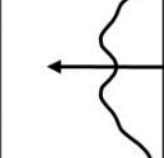
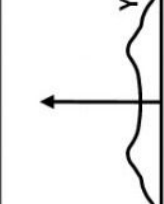
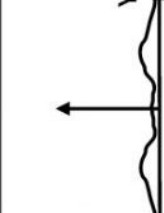
Задачею моделювання абераційної оптичної системи ока було встановлення тривимірного розподілу освітленості в просторі біля заднього фокусу ока. Вказаний розподіл можна представити серією двовірних графіків функції розподілу освітленості в зображенні точки у площині, перпендикулярної до оптичної осі ока, яка зсувається відносно геометричного фокусу на величину Z' , що приймає дискретні значення.

В табл.1, як приклад, показано розподіл освітленості в таких площинах, отриманий за допомогою ZEMAX для модельованої оптичної системи ока з астигматизмом 0,5 дптр і діаметром отвору зіниці 3 мм. В другому та третьому рядках таблиці показані графіки розподілу освітленості по осям X, Y відповідно. Значення E_0 – величина освітленості на перетині осей OX, OY в безабераційному зображенні точки (в центрі дифракційного кола Ейрі). За браком місця графіки представлені тільки для позитивних значень Z' . При від'ємних значеннях Z' картини розподілу освітленості мають вигляд ідентичний попереднім, але з поворотом навколо центральної осьової точки на 90° , до того ж графіки функцій $E(X)$, $E(Y)$ за виглядом міняються місцями.

Представлені в табл. 1 функції дозволяють знайти форму поверхні каустики, в межах якої знаходиться відповідна частка світлового потоку, що формує зображення точки. Для цього була використана функція концентрації енергії (ФКЕ), яка представляє світловий потік, зосереджений в колі з радіусом r (в ZEMAX це функція має назву Encircled Energy Diffraction) по відношенню до всього світлового потоку, що формує зображення точки. Відомо, що центральна зона дифракційного зображення точки – коло Ейрі містить 84% потоку, яким формується зображення точки. Тому радіус каустики у кожній площині, віддаленій від фокальної площини на відстані Z' , ми визначали за допомогою ZEMAX також по значенню ФКЕ = 0,84. На графіку ФКЕ (рис. 1) штриховою лінією показано спосіб визначення значення величини r при заданих значеннях Z', A_s, D .

Справа показані числові значення величини r та частки світлового потоку, що знаходиться в колі з радіусом r . Жирним шрифтом виділено значення радіуса r кола, в якому сконцентровано 84% світлового потоку.

Таблиця 1. Розподіл освітленості при наявності астигматизму $A_S=0,5$ дптр у зображенні осьової точки в площині, віддаленій від фокусу на відстань Z' [мм] при $D = 3$ мм, $f = -17$ мм, $C_2^2 = 0.1148$ мкм, $\lambda = 0,55$ мкм, $C_2^2 / \lambda = 0.20$

$Z' = 0$	$Z' = 0,025$	$Z' = 0,05$	$Z' = 0,075$	$Z' = 0,1$	$Z' = 0,15$	$Z' = 0,2$
						
						
						

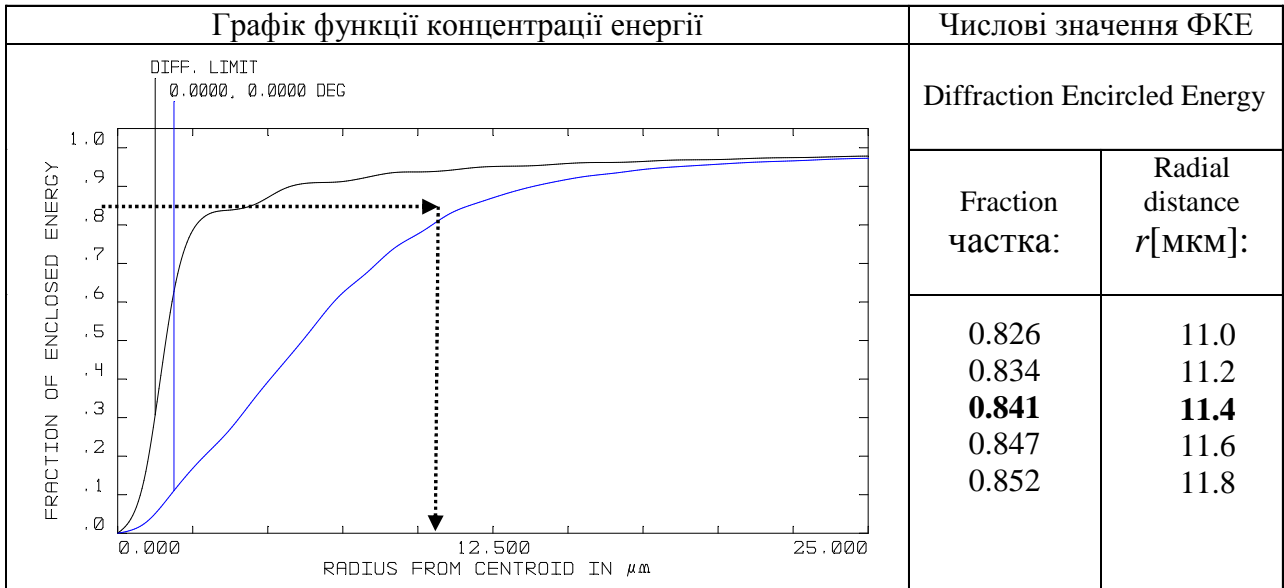


Рис.1. Приклад визначення за допомогою ФКЕ радіусу каустики в площині з координатою $Z' = 0,1$ мм при $A_s = 0,5$ дптр, $D = 3$ мм

Результати відтворення у визначений спосіб функції $r(Z')$ при значеннях астигматизму $A_s = 0,25$ дптр і $A_s = 0,5$ дптр та діаметрах зіниці $D = 2$ мм, 3 мм і 4 мм представлені графіками на рис. 2 і рис. 3. Криві, що показані на цих графіках, показують 84% від світлового потоку, яким утворюється зображення точки на сітківці ока.

Отримані графіки дозволяють знайти обсяг псевдоакомодації через визначення довжини фокусної зони та відповідній їй глибини простору точкових об'єктів, які зоровий апарат людини бачить однаково «різко». Для цього потрібно визначити допустимий діаметр плям на сітківці, які зоровий апарат сприймає як чіткі зображення точкових джерел світла.

Результати клінічних досліджень розмірів світлових плям, якими є реальні зображення точок на сітківці, показують, що вони навіть у нормальному оці значно перевищують діаметр дифракційного кола Ейрі. Причиною є часточкова структура тіла кришталіка, оптичні неоднорідності скловидного тіла і кришталіка, несиметричне розташування оптичних поверхонь ока відносно візуальної осі. За даними роботи [6] розміри плями на сітківці становлять 20...30 мкм і більше. Проте дія тремору ока та обробка мозком візуальної інформації значною мірою згладжують недоліки зображень на сітківці, викликані вищевказаними факторами. Цим забезпечується відчуття якості зображень, яке могла б надавати оку ідеальна оптична система. Наведені в [6] дані дозволяють визначити довжину фокусної області – осьову довжину каустики, поперечний діаметр якої не перевищує вказаних розмірів світлових плям на сітківці. При вказаній умові зоровий апарат сприймає світлові плями – перетини в будь-якій площині каустики вздовж осі як «різко» зображення світлової точки, якщо вказані перетини співпадають із сітківкою.

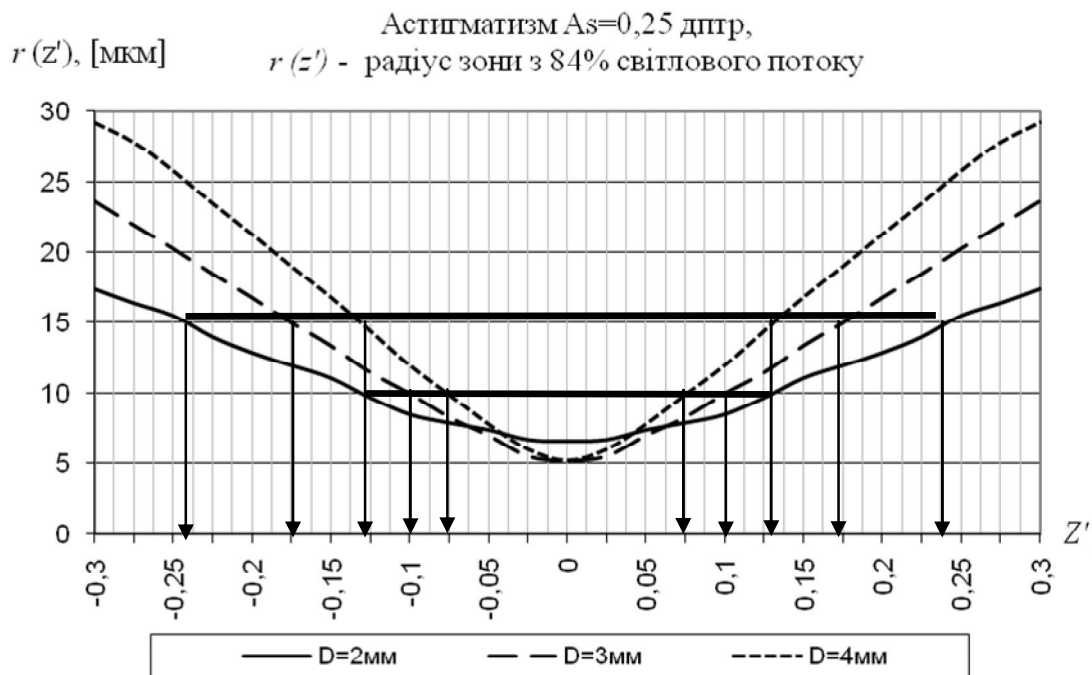


Рис. 2. Графіки залежності $r_{0,84}(z')$ при астигматизмі ока $A_s = 0,25$ дптр і при діаметрах зіниці ока $D = 2\text{мм}$; $D = 3\text{мм}$; $D = 4\text{мм}$

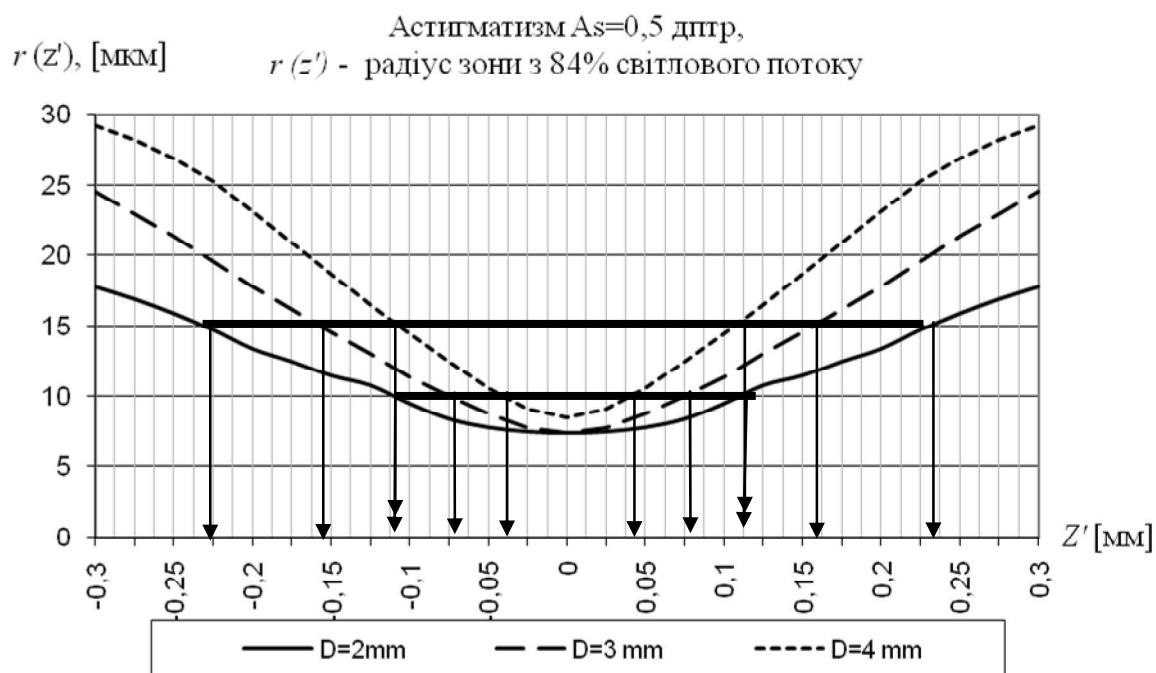


Рис. 3. Графіки залежності $r_{0,84}(z')$ при астигматизмі ока $A_s = 0,5$ дптр і при діаметрах зіниці ока $D = 2\text{мм}$; $D = 3\text{мм}$; $D = 4\text{мм}$

Визначені в такий спосіб осьової довжини фокусної області при допустимих діаметрах перетинів каустики – 20 мкм і 30 мкм показані на рис. 2, рис. 3 жирними ліній та вертикальними стрілками, що вказують межі фокусної області при кожному діаметрі зіниці. Результати визначення довжин фокусної області представлені у табл. 2 і табл. 3. Кожному відрізку z' відповідає відрізок a [мм], який вказує на відстань від ока до площини простору об'єктів, зображення якої знаходиться на відстані z' від задньої фокальної площини оптичної системи ока. Величини a , розраховані в діоптріях за формулою $a[\text{дптр}] = \frac{1000}{a[\text{мм}]} = \frac{-1000z'}{(f' + z')f'}$, представлені в табл. 2, 3.

Таблиця 2. Астигматизм ока 0,25 дптр

	D=2 mm			D=3 mm			D=4 mm		
	Z'[мм]	a[дптр]	A[дптр]	Z'[мм]	a[дптр]	A[дптр]	Z'[мм]	a[дптр]	A[дптр]
Радіус каустики 10 мкм	+ 0,131	-0,451	0,893	+ 0,110	- 0,378	0,752	+0,075	- 0,258	0,514
	- 0,131	+0,458		- 0,110	+0,383		- 0,075	+0,261	
Радіус каустики 15 мкм	+ 0,244	-0,832	1,641	+ 0,175	- 0,599	1,187	+0,135	- 0,463	0,920
	- 0,244	+0,856		- 0,175	+0,612		- 0,135	+0,471	

Таблиця 3. Астигматизм ока 0,5 дптр

	D=2 mm			D=3 mm			D=4 mm		
	Z'[мм]	a[дптр]	A[дптр]	Z'[мм]	a[дптр]	A[дптр]	Z'[мм]	a[дптр]	A[дптр]
Радіус каустики 10 мкм	+ 0,109	-0,375	0,745	+ 0,075	- 0,258	0,514	+ 0,0375	- 0,129	0,258
	- 0,109	+0,380		- 0,075	+0,261		- 0,0375	+0,130	
Радіус каустики 15 мкм	+ 0,229	-0,781	1,543	+ 0,156	- 0,536	1,06	+ 0,106	- 0,365	0,725
	- 0,229	+0,802		- 0,156	+0,546		- 0,106	+0,370	

При суміщенні заднього фокусу оптичної системи ока з точкою, що розташована посередині між двома астигматичними фокусами, тобто між правим та лівим краями фокусної області, ця область розташовується симетрично відносно фокусу, що й відображено в табл. 2, 3. Від'ємні значення a вказують на те, що відповідні площини простору об'єктів знаходяться перед оком і є дійсними. Але позитивні значення a відображають відстані до площин, які знаходяться за оком і є уявними. Зрозуміло, що такі площини не можуть утворювати простір, на який розповсюджується псевдоакомодація ока.

Але якщо фокусну область змістити вліво так, щоб її правий край опинився у площині сітківки, тоді точки по всій довжині фокусної області будуть оптично спряженим з точками простору об'єктів, що знаходиться перед оком. Таке розміщення фокусної області відносно сітківки ока показано на рис. 4.

Його можна досягнути додавши оптичній системі ока певної оптичної сили за допомогою контактної чи звичайної очкової лінзи, або лазерною корекцією рогівки. При цьому обсяг псевдоакомодації ока (глибини простору об'єктів, які око бачить з однаковою «різкістю») можна розрахувати за формулою:

$$A[\text{дптр}] = \frac{1000}{a_3} - \frac{1000}{a_1} = \frac{2000|z'|}{f'(f' + 2|z'|)}$$

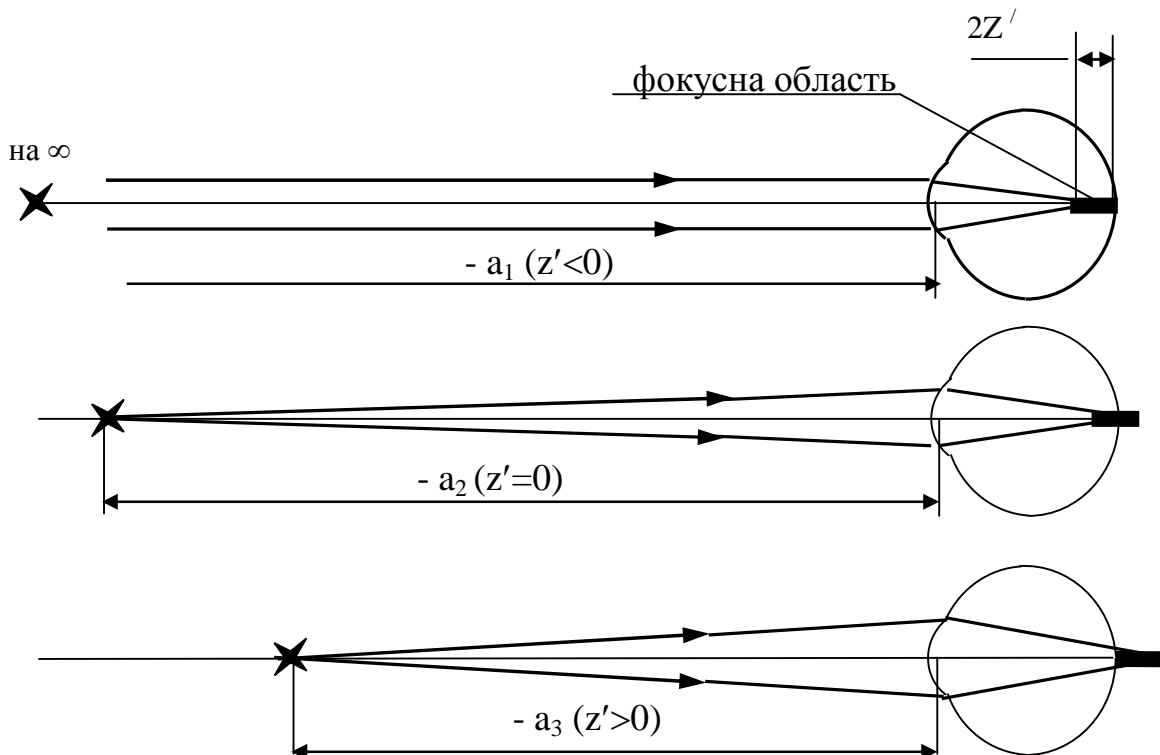


Рис.4. До визначення глибини простору об'єктів, які око бачить однакою «різко» без дії акомодатії через наявність фокусної області і завдяки її осьовій протяжності

Розрахунки величини A [дптр] за даною формулою при $a_1 = \infty$ наведені в табл. 2, 3. Як видно, найбільший обсяг псевдоакомодатії око має при діаметрі зіниці 2 мм. Збільшення астигматизму ока удвічі (з 0,25 дптр до 0,5 дптр) не тільки не призводить до пропорційного зростання обсягу псевдоакомодатії, але й скорочує його, що найбільше спостерігається при діаметрі зіниці 4 мм.

Із порівняння обсягу псевдоакомодатії, яке око набуває за рахунок дифракції [2], з обсягом приведеним в цій роботі становиться очевидним, що навіть невелика величина астигматизму в 0,25 дптр істотно збільшує обсяг псевдоакомодатії. Так при діаметрі зіниці 2 мм величина A збільшується з 0,55 до 0,89 дптр, а при діаметрі 3 мм – з 0,24 до 0,75 дптр і це при допустимому діаметрі плями розсіювання на сітківці 20 мкм. При допустимій плямі діаметром 30 мкм зростання обсягу псевдоакомодатії стає ще більш суттєвим (див. табл. 2, 3)

Висновки

1. Наявність астигматизму в оптичній системі ока істотно впливає на геометричну форму і довжину фокусної області.

2. У порівнянні з чисто дифракційною фокусною областю (астигматизм відсутній) фокусна область з навіть невеликим залишковим астигматизмом у 0,25 дптр є істотно більшою за довжиною і при діаметрі зіниці 2...3 мм забезпечує оку суттєво більшу (в 2...3 рази) величину обсягу псевдоакомодації.

3. Збільшення астигматизму з 0,25 до 0,5 дптр призводить до скорочення обсягу акомодації, а це означає, що існує оптимальна величина залишкового астигматизму, яка при конкретному діаметрі зіниці надає оку найбільшу величину обсягу псевдоакомодації.

4. Подальші дослідження доцільно спрямувати на пошук оптимальних значень астигматизму і методу їх визначення, що забезпечуть пресбіопічному або артіфакічному оку найбільший обсяг псевдоакомодації.

Література

1. Тутченко Н. Н. Вимірювання об'єму псевдоакомодації та його клінічне значення при артіфакії: Автореф. дис. канд. мед. наук: 14.01.18 / Національна медична академія післядипломної освіти ім. П. Л. Шупика. – К., 2007. – 16 с.
2. Чиж І. Г. Глибина фокусної області оптичної системи ока та величина обсягу псевдоакомодації / І. Г. Чиж, З. М. Колтун // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2012. – Вип. № 1. – С. 30 - 34.
3. Сергиенко Н. М. Глибина фокуса в псевдофакических глазах / Н.М. Сергиенко // Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology. – 2008. – № 11. – С. 1623 - 1627.
4. Борн М. Основы оптики / М. Борн, Э. Вольф. – М.: Наука, 1973. – 397 с.
5. Linfoot E.H. Recent advances in optics/ E. H. Linfoot. – Oxford: Clarendon press, 1955. – 39 с.
6. Сергиенко Н. М. Офтальмологическая оптика / Н. М Сергиенко – М.: Медицина, 1991. – 142 с.
7. Сокуренок В. М. Око людини та офтальмологічні прилади / В. М. Сокуренок, Г. С. Тимчик, І. Г. Чиж. – К.: НТУУ «КПІ», 2009. – 78 с.

Надійшла до редакції
20 квітня 2012 року

© Чиж І. Г., Колтун З. М., 2012

УДК 621:615.849.19:577.1

ІНТЕГРОВАНА СИСТЕМА «ПРОМІНЬ-АРІА» ФОТОРЕГЕНЕРАЦІЇ ТА ФОТОСТИМУЛЯЦІЇ ОРГАНІЗМУ

Скицюк В. І., Дастжерді А. Х. М., Клочко Т. Р.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»,
м. Київ, Україна

У статті йдеться про створення засад дії оптико-електронної системи, призначеної для високоефективної регенерації біологічних структур живого організму світловим інтегрованим випромінюванням, при лікуванні поверхневих захворювань, наприклад рубцевих утворень, загоювання ран тощо, а також при лікуванні внутрішніх захворювань із застосуванням підвищення показників крові. Наведено структурні схеми та основні залежності керування живленням інтегрованого оптичного випромінювача. Результати досліджень можуть бути за-