

8. Подгорский В.С., Коваленко Э.А., Симоненко И.А. Лектины бактерий. – К.: Наукова думка, 1992. – 204 с.
9. Sharon N., Lis H. Lektins. Second edition. Kluwer Academic Publishers, 2003.
10. Луцик М.Д., Панасюк Е.Н., Антонюк В.А. Методы поиска лектинов (фитогемагглютининов) и определение их иммунохимической специфичности. Методические рекомендации для биохимиков и иммунологов. – Львов, 1980. – 20 с.

Клочко Т.Р., Дастжерди А.Х.М., Коваленко Э.А., Карпова И.С., Гетьман Е.И., Сашук Е.В., Подгорский В.С. <b>Влияние режимов светового электромагнитного излучения на эритроциты барана</b> Исследовано влияние электромагнитного излучения светового диапазона на эритроциты барана. Определены режимы, которые наиболее влияют на этот процесс	Klotchko T.R., Dastgerdi A.H.M., Kovalenko E.O., Karpova I.S., Getman K.I., Saschuk O.V., Pidgorsky V.S. <b>The influence of the light electromagnetic radiation mode at a blood cells of ram</b> The influence of the light electromagnetic radiation at a blood cells of ram is explored. The radiation mode, which have an most effect on this process, is defined.
--	---

Надійшла до редакції  
21 листопада 2008 року

УДК 681.784

## ПАРАМЕТРИ ХВИЛЬНОЇ АБЕРАЦІЇ ОКА ЛЮДИНИ ЗА РЕЗУЛЬТАТАМИ КЛІНІЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

Шиша Т.О., Чиж І.Г., Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна

*На підставі результатів клінічних досліджень аберацій ока людини, що здійснені за допомогою сучасних офтальмологічних аберометрів, зроблено статистичний аналіз величин церніковських апроксимаційних коефіцієнтів. Обґрунтовано склад та діапазони амплітуд церніковських мод, які потрібно фізично моделювати для тестування аберометрів*

### Вступ

При розповсюдженні світлової хвилі в оптичних середовищах ока має місце деформація хвильового фронту. Ця деформація (хвильова аберація) визначає якість зображень на сітківці. Складові хвильової аберації, від яких залежить гострота зору, мають дуже невеликі величини – десяті і навіть соті долі мікрометра. Їх точне вимірювання є складною технічною задачею і потребує створення прецизійної вимірювальної аберометричної апаратури.

Для забезпечення високої точності аберометрії ока здійснюється низка заходів, здебільшого визначення методичних та інструментальних похибок аберометра, які існують в момент сеансу вимірювань аберації ока і які можна компенсувати чи врахувати. В зв'язку з цим розробка абераторів – пристроїв для тестування похибок аберометрів при їх виробництві та в процесі експлуатації є актуальною задачею, розв'язанням якої разом з медиками займаються виробники аберометрів.

Для того, щоб мати повну інформацію про похибки аберометрів, їх необхідно тестувати за допомогою абераторів у всьому діапазоні модального складу і величин можливих аберацийних вад ока. Є роботи, в яких викладено методи і принципи дії пристроїв для моделювання очних аберації ока [1]. Але в них немає чіткої інформації відносно вимог до параметрів моделювання хвильової аберації ока. Щоб сформулювати ці вимоги, потрібно мати інформацію про статистичні параметри хвильової аберації ока людини. Тому пошук, аналіз та узагальнення такої інформації є головною задачею даної роботи.

Отже, метою роботи є обґрунтування вимог до модального складу і амплітуд аберацийних мод, які повинен утворювати абератор.

### **Постановка задачі**

За період існування сучасних офтальмологічних аберометрів, а це декілька останніх років, накопичено чималий масив даних про результати аберометрії очей великої кількості пацієнтів. Ці дані дають можливість достатньо точно встановити якісний склад та діапазони величин тих чи інших типів аберацийних вад, властивих оку людини. Їх використання в свою чергу дозволяє коректно встановлювати режими функціонування абераторів.

Традиційно результати фізичної аберометрії ока представляють коефіцієнтами апроксимації функції хвильової аберації  $W(\rho, \varphi)$  в координатах зіниці поліноміальним рядом Церніке [2]:

$$W(\rho, \varphi) = \sum_{n=0}^{\infty} \sum_{m=0}^{\infty} [C_n^m \cos(m\varphi) - C_n^{-m} \sin(m\varphi)] N_n^m R_n^{|m|}(\rho),$$

де  $C_n^m$ ,  $C_n^{-m}$  – коефіцієнти апроксимації, які знаходять методом найменших квадратів після фізичних прямих чи опосередкованих вимірювань хвильової аберації ока в різних точках зіниці;  $n$ ,  $m$  – цілі числа,  $n$  – степінь радіальних поліномів Церніке  $R_n^{|m|}(\rho)$ ,  $m$  – кутова азимутальна частота функції  $W(\rho, \varphi)$ ;

$N_n^m = \sqrt{\frac{2(n+1)}{1+\delta(m)}}$  – нормовочний коефіцієнт, величина якого встановлена стандартом [2],  $\delta(m)$  – дельта-функція Кронекера, що має значення 1 при  $m=0$ , та 0 при  $m \neq 0$ .

Кожний одночлен церніковського ряду, який визначається комбінацією чисел  $n$ ,  $m$  представляє окремий тип аберацій – аберацийну моду, яка є незалежною від інших. Амплітуди цих мод визначені коефіцієнтами  $C_n^m$ ,  $C_n^{-m}$ . Вони є кількісними параметрами складових хвильової аберації оптичної системи ока і характеризують так звані косинусні (горизонтальні) та синусні (вертикальні) складові відповідної моди.

Кожна людина має власний індивідуальний набір значень коефіцієнтів  $C_n^m$ ,  $C_n^{-m}$ , які можуть змінюватися залежно від віку, акомодативної напруги,

фізичного та психологічного стану. Тому ці коефіцієнти є випадковими величинами у окремої людини, а також і у будь-якої групи людей. Задача даної роботи полягає у проведенні аналізу існуючих даних про коефіцієнти  $C_n^m, C_n^{-m}$  та у визначенні за допомогою детермінованих статистичних параметрів цих коефіцієнтів тих діапазонів, в яких змінюються амплітуди абераційних мод. Результати такого аналізу необхідні для встановлення режимів функціонування абераторів.

### Метод дослідження

Дослідження здійснювалися методом аналізу статистичних даних про коефіцієнти  $C_n^m, C_n^{-m}$  визначених за результатами клінічної аберометрії очей, здійсненої в різних незалежних один від одного медичних закладах.

Результати аналізу представлені в таблиці. Верхні числа кожної комірки таблиці показують верхні границі діапазонів, в яких знаходяться коефіцієнти  $C_n^{\pm m}$ , нижні числа – нижні границі діапазонів.

Границі цих діапазонів визначалися за формулами:

$$\left(\overline{C_n^{\pm m}}\right)_{\max} = \overline{C_n^{\pm m}} + \sigma_{n,\pm m}, \quad \left(\overline{C_n^{\pm m}}\right)_{\min} = \overline{C_n^{\pm m}} - \sigma_{n,\pm m},$$

де  $\overline{C_n^{\pm m}}$  – середнє значення коефіцієнта  $C_n^{\pm m}$ , а  $\sigma_{n,\pm m}$  – середнє квадратичне відхилення (СКВ) цього коефіцієнта. Дані відображають результати аберометрії правого і лівого ока кожного пацієнта.

Таблиця. Статистичні дані коефіцієнтів  $C_n^m, C_n^{-m}$

Коефіцієнти, [мкм]	Стандартний №	Діапазони коефіцієнтів, [мкм]						Сумарні діапазони коефіцієнтів, [мкм]
		[3]	[4]	[5]	[6]	[7]	[8]	
$C_2^{-2}$	3	0,2 -0,2	0,4 -0,42	0,34 0,34	0,23 -0,26	0,18 -0,3	-	0,4 -0,42
$C_2^0$	4	0,76 -0,05	1,09 -0,41	-	3,4 -0,29	2,6 -0,27	-	3,4 -0,41
$C_2^2$	5	0,15 -0,4	0,35 -0,68	0,85 0,14	0,43 -0,55	0,28 -0,8	-	0,85 -0,8
$C_3^{-3}$	6	0,15 -0,12	0,22 -0,26	0,19 0,04	0,17 -0,06	0,09 -0,06	0,432 -0,22	0,432 -0,26
$C_3^{-1}$	7	0,2 0,2	0,31 -0,35	0,18 0,04	0,15 -0,17	0,1 -0,15	0,564 -0,278	0,564 -0,35
$C_3^1$	8	0,18 -0,08	0,23 -0,2	0,23 0,03	0,13 -0,11	0,11 -0,11	0,469 -0,289	0,469 -0,289
$C_3^3$	9	0,16 -0,1	0,2 -0,25	0,24 0,04	0,12 -0,12	0,08 -0,05	0,385 -0,223	0,385 -0,25
$C_4^{-4}$	10	0,05 -0,06	0,05 -0,09	0,09 0,08	0,03 -0,05	0,04 -0,04	0,176 -0,1	0,176 -0,09

Продовження табл.

$C_4^{-2}$	11	0,05 -0,05	0,06 -0,07	0,09 0,02	0,06 -0,02	0,05 -0,01	0,17 -0,116	0,17 -0,116
$C_4^0$	12	0,01 0,19	0,29 -0,1	0,13 0,03	0,24 0,03	0,06 -0,06	0,448 -0,192	0,448 -0,192
$C_4^2$	13	0,05 -0,05	0,11 -0,11	0,13 0,02	0,06 -0,05	0,07 -0,05	0,207 -0,111	0,207 -0,111
$C_4^4$	14	0,05 -0,05	0,1 -0,1	0,19 0,02	0,07 -0,06	0,03 -0,055	0,774 -0,688	0,774 -0,688
$C_5^{-5}$	15	-	0,06 -0,06	-	0,04 -0,04	0,01 -0,01	0,121 -0,071	0,121 -0,071
$C_5^{-3}$	16	-	0,05 -0,05	-	0,01 -0,05	0,01 -0,01	0,111 -0,063	0,111 -0,063
$C_5^{-1}$	17	-	0,06 -0,06	-	0,03 -0,06	0,015 -0,015	0,13 -0,074	0,13 -0,074
$C_5^1$	18	-	0,05 -0,05	-	0,03 -0,03	0,015 0,008	0,117 -0,077	0,117 -0,077
$C_5^3$	19	-	0,06 -0,06	-	0,036 -0,02	0,01 -0,01	0,1 -0,064	0,1 -0,064
$C_5^5$	20	-	0,04 -0,02	-	0,04 -0,02	0,015 -0,015	0,106 -0,06	0,106 -0,06
$C_6^{-6}$	21	-	-	-	-	-	0,089 -0,051	0,089 -0,051
$C_6^{-4}$	22	-	-	-	-	-	0,071 -0,043	0,071 -0,043
$C_6^{-2}$	23	-	-	-	-	-	0,063 -0,039	0,063 -0,039
$C_6^0$	24	-	-	-	-	-	0,088 -0,04	0,088 -0,04
$C_6^2$	25	-	-	-	-	-	0,072 -0,04	0,072 -0,04
$C_6^4$	26	-	-	-	-	-	0,076 -0,042	0,076 -0,042
$C_6^6$	27	-	-	-	-	-	0,09 -0,05	0,09 -0,05
<b>Діаметр зони аберації на зіниці [мм]</b>		6	6	6	5,7	5	6	
<b>Діапазон віку суб'єктів абе- рації [в роках]</b>		10-55	22-35	50-70	21-65	20-30	15-60	
<b>Кількість суб'єктів/ кількість очей</b>		100/ 200	100/ 200	24/45	109	59	2560/ 1226	

Дані, представлені в публікації [8], отримані незалежно в одинадцяти наукових офтальмологічних закладах світу. В зв'язку з цим середні значення кожного абераційного коефіцієнта  $C_n^{\pm m}$  і середнє квадратичне відхилення (СКВ) цього коефіцієнта, знайдені в кожному із закладів, представлені в роботі [8], як випадкові величини, що теж мають свої середні значення і свої СКВ. Тому діпазони величин кожного абераційного коефіцієнта  $C_n^{\pm m}$  визначалися нами з

урахуванням максимальних відхилень середніх значень церніковських коефіцієнтів і максимальних відхилень їх СКВ.

Останній стовпчик таблиці містить сумарні діапазони, в яких, згідно даних робіт [3]...[8], знаходяться амплітуди відповідних абераційних мод. Всі приведені в таблиці дані отримані для очей без патології та при відсутності акомодативного напруження, тобто при акомодативній очі на подальшу точку ясного зору.

Вплив патології оптичної системи ока у вигляді кератоконуса на величини амплітуд абераційних мод досліджено в роботі [9]. Показано, що при аберометрії в зоні зіниці  $\varnothing 5,7$  мм кератоконус викликає істотне (в 1,2...3 рази) у порівнянні з нормальним оком зростання коефіцієнтів  $C_2^{\pm 2}$  первинного астигматизму, зростання в 1.5...4 рази коефіцієнтів  $C_3^{\pm 1}$ ,  $C_3^{\pm 3}$  коми та трейфойлу відповідно, а також збільшення в 1.5...2 рази коефіцієнтів вторинного астигматизму  $C_4^{\pm 2}$  та коефіцієнту сферичної аберації  $C_4^0$ . Величини амплітуд абераційних мод інших ступеневих порядків залишалися у кератоконічних очей практично на рівні нормальних очей.

Вплив акомодативного стану ока на амплітуди його абераційних мод досліджено в роботі [10]. Згідно цих даних акомодативна найбільше впливає на сферичну аберацію (коефіцієнт  $C_4^0$ ). Із збільшенням акомодативної напруги коефіцієнт  $C_4^0$  змінюється у від'ємному напрямку, переходячи в діапазоні акомодативності (0...6) дптр від позитивних (0,1 мкм) до негативних значень (-0,3 мкм) практично пропорційно величині акомодативності.

Кома ( $C_3^{\pm 1}$ ) та первинний астигматизм ( $C_2^{\pm 2}$ ) займають друге та третє місце відповідно у списку коефіцієнтів за ступенем залежності від стану акомодативності. При аберометрії в зоні діаметром 5 мм вони демонструють набагато меншу залежність від величини акомодативності, причому напрям зміни є індивідуальним для кожної людини.

Коефіцієнти всіх інших абераційних мод вищих ступеневих порядків мають середні значення близькі до нуля і практично сталі СКВ при змінах акомодативної напруги.

Вплив віку на амплітуди абераційних мод досліджувався в роботах [11, 12]. За результатами аберометрії пацієнтів у віці від 20 до 60 років при розслабленій акомодативності встановлено, що статистично значимою є лише кореляція між віком та сферичною аберацією ( $C_4^0$ ). Сферична аберація з віком змінюється у позитивному напрямку. Середньостатистична величина коефіцієнта  $C_4^0$  змінюється з віком приблизно в 1,5 рази. Виявлено також незначне зростання амплітуд коми ( $C_3^{\pm 1}$ ). Середні значення амплітуд абераційних мод інших вищих ступеневих порядків та їх СКВ не показали помітних змін із зростанням віку пацієнта.

Дані, представлені в таблиці, свідчать про те, що величина СКВ хвильової аберації середньостатистичного ока визначається головним чином аберациями другого та третього степеневих порядку за виключенням дефокусу, який не порушує гомоцентричності пучка променів і може бути компенсованим лінзами окулярів, контактними лінзами або хірургічною корекцією рогівки. Аберації вищих степеневих порядків мають тенденцію до різкого зменшення з ростом величини степеневих порядків. Тому вплив аберацийних мод п'ятого та шостого степеневих порядків на гостроту зору є практично непомітним. Виходячи з цього аберації ока можна моделювати за допомогою абераатора, обмежуючись модами степеневих порядків з другого по четвертий.

Головним результатом роботи можна вважати виявлення реальних максимальних діапазонів амплітуд всіх аберацийних мод до шостого степеневих порядку включно. Ці дані не тільки дозволяють коректно встановлювати потрібні величини амплітуд мод, які моделюються аберааторами, але й здійснити наступні дослідження, а саме – визначити потрібну точність моделювання хвильової аберації через допустимі похибки моделювання амплітуд окремих аберацийних мод.

### **Висновки**

1. Внаслідок проведеного аналізу даних про аберацийний стан ока людини визначено діапазони можливих коливань амплітуд аберацийних мод з урахуванням їх степеневих порядків, віку суб'єкта, акомодацийного стану ока, наявності патологічних змін, що дозволяє обґрунтовано встановлювати діапазони варіації амплітуд мод, які повинен моделювати абераатор.

2. При створенні аберааторів слід вважати обов'язковим моделювання ними мод до четвертого степеневих порядків включно.

3. Для забезпечення найбільшої ефективності від застосування аберааторів при тестуванні похибок абераметрів потрібно дослідити наслідки наявності похибок моделювання хвильової аберації і на цій основі встановити потрібну точність відтворення аберааторами відповідних аберацийних мод.

### **Література**

1. Чиж І.Г., Афончина Н.Б., Шиша Т.О. Модель оптичної системи ока для тестування і сертифікації офтальмологічних абераметрів // Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування. – 2007. – Вип.33. – С.153-158.
2. Thibos L.N., Applegate R.A., Schwiegerling J.T., Webb R. Standards for reporting the optical aberrations of eyes // OSA Trends in Optics and Photonics Series. – 2000. – Vol. 35. – P. 232–244.
3. Thibos L., Bradley A., Hong X. Statistical variation of aberration structure and image quality in a normal population of healthy eyes. // J. Opt. Soc. Am. A. Opt. Image Sci. Vis. – 2002. – Vol. 19. – pp. 2329-2348.
4. Larry N. Thibos, Arthur Bradley, Xin Hong. A statistical model of the aberration structure of normal, well-corrected eyes. // Ophthalmic and Physiological optics. – 2002. – Vol. 22. – pp. 427–433.
5. Аветисов С.Э., Большунов А.В., Каталевская Е.А. Изучение влияния аберраций оптической системы глаза на качество изображения глазного дна у пациентов с возрастной макулярной дегенерацией. // Русский медицинский журнал. – 2008. – Том 9, №1, С. 10-12.



6. Porter J., Guirao A., Cox I., Williams D.R. Monochromatic aberrations of the human eye in a large population. // J. Opt. Soc. Am. A. Opt. Image Sci. Vis. – 2001. – Vol. 18. – pp. 1793–1803.
7. Jose Francisco Castejon-Mochon, Norberto Lopez-Gil, Antonio Benito, Pablo Artal. Ocular wavefront aberration statistic in a normal young population. // Visio Research. – 2002. – Vol. 42. – pp. 1611–1617,
8. Thomas S.Salmon, Corina van de Pol. Normal-eye Zernike coefficients and root-mean-square wavefront errors. J.Cataract Refract.Surg. – 2006. – Vol. 32. – pp. 2064–2074.
9. Guirao A., Porter J., Williams D.R., Cox I. Calculated impact of higher-order monochromatic aberrations on retinal image quality in a population of human eyes. // J. Opt. Soc. Am. A. Opt. Image Sci. Vis. – 2002. – Vol. 19. – pp. 1–9.
10. H. Cheng, J. Barnett end all. A population study on changes in wave aberrations with accommodation. // Journal of Vision. – 2004. – № 4. – pp. 272–280.
11. Radhakrishnan H., Charman W.N. Age-Related changes in ocular aberrations with accommodation. // Journal of Vision. – 2007, 7(7):11, pp. 1–21.
12. Brunette I., Bueno J. M., Parent M., Hamam H., Simonet P. Monochromatic aberrations as a function of age, from childhood to advanced age. // Investigative Ophthalmology & Visual Science. – 2003. – Vol. 44. – pp. 5438–5446.

<p>Шиша Т.А., Чиж І.Г. <b>Параметри волнової аберрації ока по результатах клінічних досліджень</b></p> <p>На основі результатів клінічних досліджень аберрацій ока людини, здійснених з допомогою сучасних офтальмологічних аберрометрів, зроблено статистичний аналіз величин церніковських апроксимаційних коефіцієнтів. Обґрунтовано склад і діапазони амплітуд церніковських мод, які необхідно фізично моделювати для тестування аберрометрів.</p>	<p>Shysha T.O., Chyzh I.H. <b>Wave aberration parameters of the human eye from clinical investigations</b></p> <p>Statistical analysis of Zernike approximation coefficients is done. It is based on the results of clinical investigations, performed with modern ophthalmic aberrometers over human eyes. The ranges are established of those Zernike modes, which should be physically simulated when testing aberrometers.</p>
---	--

Надійшла до редакції  
12 вересня 2008 року





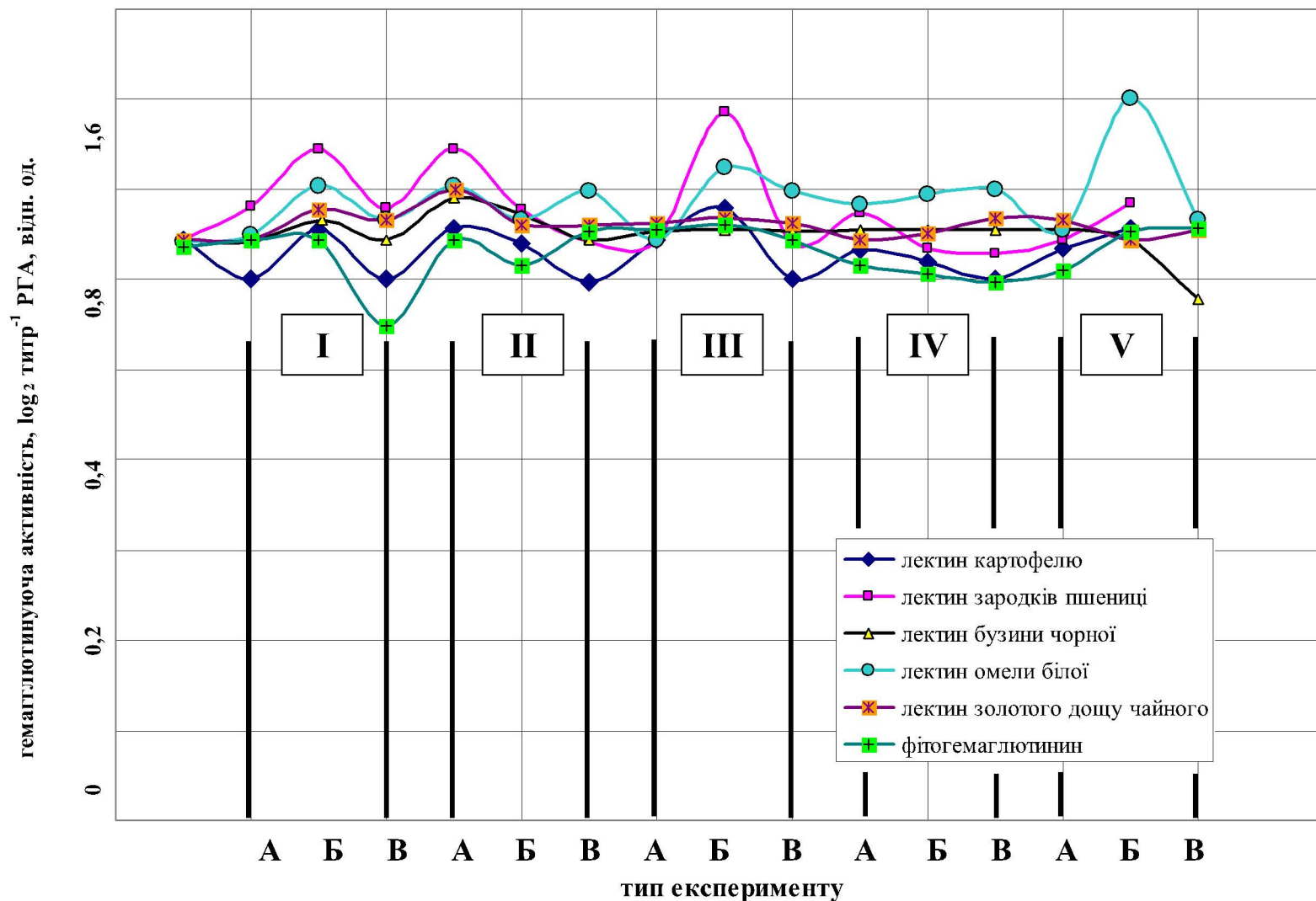


Рис. 3. Вплив режимів випромінювання на гемаглютинуючу активність лектинів, де по горизонталі: режим I (експерименти А, Б, В відповідно) когерентне випромінювання довжини хвилі 0,65 мкм; режим II - некогерентне випромінювання довжини хвилі 0,65 мкм; режим III - когерентне випромінювання довжини хвилі 0,53 мкм; режим IV - некогерентне випромінювання довжини хвилі 0,53 мкм; режим V – інтегроване випромінювання когерентне випромінювання довжини хвилі 0,65 мкм та некогерентне випромінювання довжини хвилі 0,53 мкм