

tion procedures of the minimal invasive clinical medicine technique characteristics and fiber optic instrument features have been mark out as algorithm basic elements. To compare the competitive releases of the fiber optic instrument designs the using of the computational circuit technique criteria has been proposed.

Keywords: fiberoptic systems, clinical medicine, realization algorithm, modelling.

*Надійшла до редакції
14 жовтня 2011 року*

УДК 681.784

ДОПУСТИМІ ПОХИБКИ ВИМІРЮВАННЯ АМЕТРОПІЇ ТА АСТИГМАТИЗМУ МОДИФІКОВАНИМ МЕТОДОМ ФУКО

Афончина Н. Б., Чиж І. Г.

*Національний технічний університет України „Київський політехнічний інститут”,
м. Київ, Україна*

Робота присвячена обґрунтуванню допустимих похибок визначення аметропії та астигматизму з метою формування вимог до проектування оптичної системи рефрактометра, який функціонує з використанням модифікованого методу Фуко. З використанням двох незалежних методів, а саме геометричної та хвильової оптики, обґрунтовано величини допустимих при здійсненні рефрактометрії ока похибок визначення аметропії та астигматизму. Визначено, що апаратні засоби та математичний алгоритм функціонування рефрактометрії ока методом Фуко повинні забезпечувати похибки визначення аметропії не більше $\pm 0,1$ [дптр] та астигматизму не більше $\pm 0,2$ [дптр]. Коректність отриманих результатів підтверджена порівняльним аналізом визначених за допомогою двох незалежних методів величин допустимих похибок вимірювання аметропії та астигматизму.

Ключові слова: модифікований метод Фуко, допустимі похибки, аметропія, астигматизм.

Вступ

У попередніх публікаціях авторів приведено обґрунтування рефрактометрії оптичної системи ока модифікованим методом Фуко. Вказаний метод, розроблений на кафедрі оптичних та оптико-електронних приладів НТУУ «КПІ», відкриває новий напрямок розвитку офтальмологічної рефрактометричної апаратури та має у порівнянні з аналогами та прототипами такі переваги, як відносна простота апаратного та математичного забезпечення [1]. Методу Фуко, як і іншим методам, властиві методичні та інструментальні похибки, рівень яких не повинен перевищувати допустимий. Проте, допустимий рівень вказаних похибок на даному етапі не є достатньо обґрунтованим. Дані про допустимі похибки рефрактометрії, приведені в літературі, різняться. Це ускладнює формування вимог до рефрактометричної апаратури та перешкоджає досягненню результатів, які б повністю задовольнили вимогам клінічної практики. Тому питання про допустимі похибки вимірювання аметропії та астигматизму ока при застосуванні модифікованого методу Фуко є актуальною науковою задачею, розв'язання якої має важливе практичне значення.

Отже, **головною задачею** даної роботи є обґрунтування допустимих похибок визначення аметропії та астигматизму при здійсненні рефрактометрії ока. **Мета** – створення теоретичних засад для проектування оптичної системи рефрактометра, який функціонує з використанням модифікованого методу Фуко.

Постановка задачі та методи її розв'язання

Для того, щоб відповісти на питання, з якою точністю рефрактометр повинен відтворювати величини аметропії та астигматизму, необхідно встановити допустимий рівень абераційних спотворень в оптичній системі ока. У більшості випадків, приведених в літературі, висновки щодо величин допустимих похибок ґрунтуються на засадах геометричної оптики і не враховують спотворень у зображенні точки при наявності дифракції та аберацій. Отже, основною задачею дослідження є обґрунтування допустимого дефокусування зображення на сітківці та допустимого рівня спотворення зображень через дію астигматизма з урахуванням при цьому впливу дифракції світла на краях зіниці ока.

Для більшої достовірності результатів задачу потрібно розв'язувати двома незалежними методами, а саме методами геометричної оптики і методами хвильової оптики. Відмінності отриманих результатів вкажуть на вплив абераційної дифракції на межу просторового розділення оптичної системи ока, а також дозволять більш коректно встановити допустимі похибки рефрактометрії.

Допустимими похибками рефрактометрії ока можна вважати ті величини аметропії та астигматизму, що практично не зменшують просторову роздільну здатність оптичної системи ока і гостроту зору. Основною характеристикою якості оптичної системи ока є, як відомо, межа просторового розділення, тобто мінімальна відстань між зображеннями двох точок, які зорова система ока сприймає як окремі [2]. Для того, щоб точки сприймалися як роздільні, зображення двох точок повинні збуджувати дві ковбочки сітківки у макулярній зоні, між якими знаходиться хоча б одна незбуджена ковбочка. До факторів, які визначають межу розділення, відносять дифракцію світла на краях отвору зіниці ока, абераційні спотворення в оптичній системі ока, оптичну неоднорідність середовищ ока. Якщо оптична система ока має малі аберації і її оптичні середовища однорідні, то кутова межа розділення ε_{\min} буде визначатися головним чином розмірами та взаємним розташуванням фоторецепторів сітківки, а також розмірами дифракційного зображення точки на сітківці. Оскільки відстань між сусідніми ковбочками у макулярній зоні сітківки становить приблизно 5 мкм, то просторова роздільна здатність ока дорівнює приблизно 200 ліній/мм і забезпечує оку кутову межу розділення $\varepsilon_{\min} = 1$ кут.хв., що відповідає гостроті зору $\Theta = 1$. При цьому допустимий діаметр плями від геометричного дефокусування $2r$ (див.рис.1) має бути не більшим за 5 мкм. Таке дефокусування виникає при переміщенні об'єкту із нескінченності на деяку відстань до ока. Дистанція цього переміщення в діоптріях може слугувати допустимою величиною похибки визначення аметропії ока.

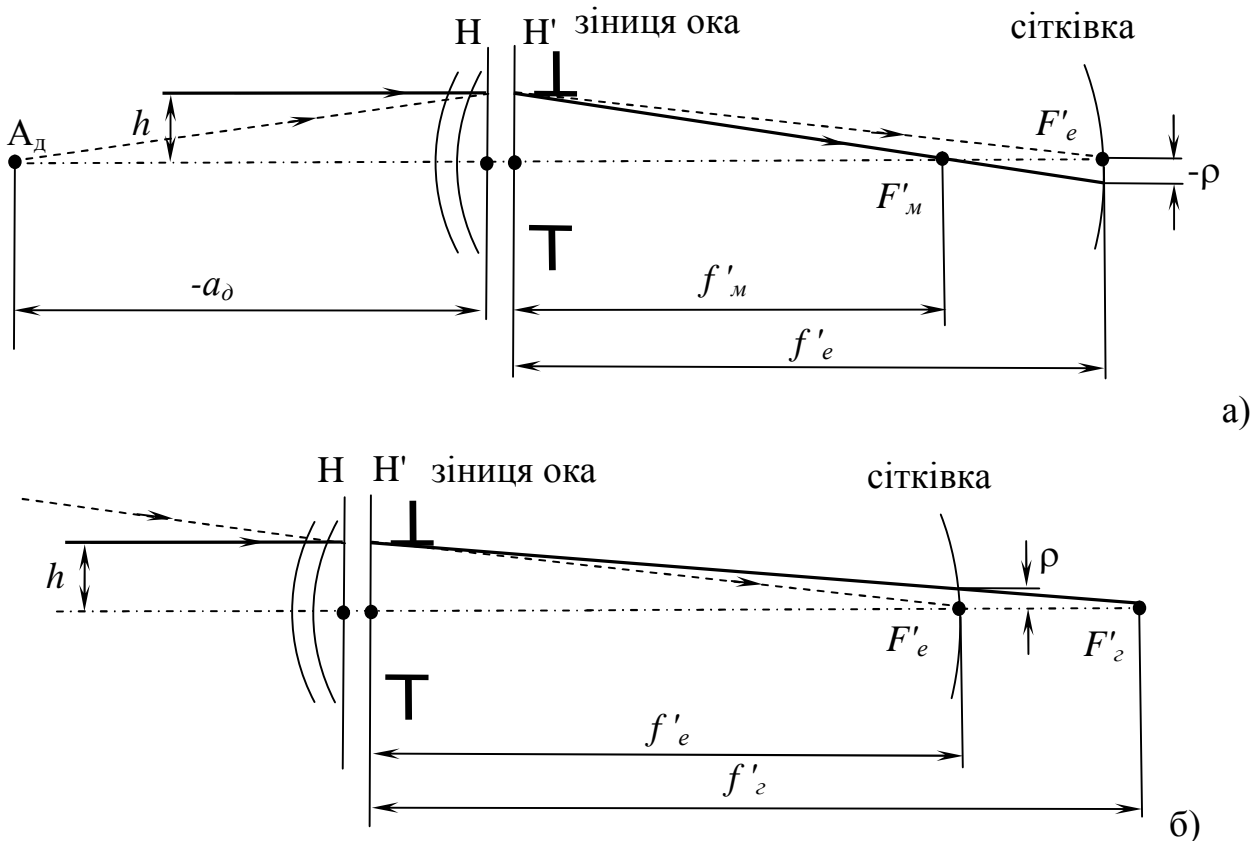


Рис.1. До визначення діаметру плями від дефокусування зображення точки на сітківці міопічного (а) та гіперметропічного (б) ока: A_d – точкове джерело світла, F'_e , F'_m , F'_z – задній фокус еметропічного, міопічного та гіперметропічного ока відповідно, f'_e , f'_m , f'_z – задні фокусні відстані еметропічного, міопічного та гіперметропічного очей відповідно.

Відомо, що аметропія A_R визначається як різниця оптичних сил аметропічного ока Φ_a та еметропічного ока Φ_e : $A_R[\text{дптр}] = 1000(\Phi_a - \Phi_e)$ [3]. Допустиму похибку визначення аметропії можна отримати через мінімальну відстань $[a_d]_{\min}$ між точковим джерелом та оком, при якій діаметр плями дефокусування на сітківці не перевищує відстані між ковбочками ($2\rho = 5\text{мкм}$):

$\Delta A_{R\text{доп}}[\text{дптр}] = \frac{1000}{[a_d]_{\min}}$. Величину $[a_d]_{\min}$ можна знайти за допомогою формул

Гауса або Ньютона з теорії ідеальної оптичної системи [3]. Визначена в такий спосіб величина $\Delta A_{R\text{доп}}$ представлена виразом (1):

$$\Delta A_{R\text{доп}}[\text{дптр}] = \pm \frac{1000 \cdot 2\rho_{\text{доп}}}{D_z f_e}, \quad (1)$$

де $D_z = 2h$ – діаметр зіниці ока, $2\rho_{\text{доп}}$ – допустимий діаметр плями дефокусування на сітківці, f_e – передня фокусна відстань еметропічного ока ($f_e = \frac{f'_e}{n_{\text{cm}}}$),

де n_{cm} – показник заломлення скловидного тіла).

При формуванні на сітківці зображення точки астигматизм призводить до появи плями, яка в загальному випадку має форму еліпса. Астигматизм визначається за формулою

$$A_S = A_{R_{\max}} - A_{R_{\min}}, \quad (2)$$

де $A_{R_{\max}}$ – аметропія у головному перетині, $A_{R_{\min}}$ – аметропія у перетині, перпендикулярному до головного.

Площиною найкращого зображення точки в астигматичному оці є та площа, в якій еліптична пляма вироджується в коло, тому дія астигматизму з величиною A_S в цій площині еквівалентна дії аметропії з величиною A_R , якщо $A_S = 2A_R$. Якщо $A_{R_{\max}}$ та $A_{R_{\min}}$ визначаються з випадковими похибками $\Delta A_{R_{\max}}$ та $\Delta A_{R_{\min}}$, то, з урахуванням умови $A_S = 2A_R$ і формули (2), допустима величина випадкової похибки визначення аметропії у головному та перпендикулярному до нього перетинах $\Delta A_{R_{\max, \min}}$ обчислюється за формулою

$$\Delta A_{R_{\max, \min}} = \sqrt{2} \Delta A_{R_{\text{доп}}} = \pm \sqrt{2} \frac{1000 \cdot 2\rho_{\text{доп}}}{D_3 f_e} [\text{дптр}]. \quad (3)$$

На рис.2 представлені графіки залежностей величин допустимих похибок визначення аметропії від діаметру зіниці при $f_e \approx 17\text{мм}$ і $\rho_{\text{доп}} \approx 2,5\text{мкм}$.

Відомо, що найвищу гостроту зору око людини має при діаметрі зіниці $D_3 = 2...3\text{ мм}$. При меншому діаметрі гостроту зору зменшують дифракція та недостатня освітленість сітківки. При більших діаметрах зіниці на гостроту зору негативно впливають аберації та оптичні неоднорідності середовищ ока. Тому граничні допустимі похибки визначення аметропії та астигматизму обчислювалися саме для вищевказаних діаметрів зіниці. Результати обчислень за формулами (1) і (3) представлені в табл. 1.

Таблиця 1. Гранична допустима похибка визначення аметропії

$D_3[\text{мм}] =$	2	3
$\Delta A_{R_{\text{доп}}} [\text{дптр}] =$	0,147	0,098
$\Delta A_{R_{\max, \min}} [\text{дптр}] =$	0,208	0,139

Використовуючи менші значення $\Delta A_{R_{\text{доп}}}$, $\Delta A_{R_{\max, \min}} [\text{дптр}]$ за допустимі похибки визначення аметропії та астигматизму можна вважати величини $\pm 0,1[\text{дптр}]$, $\pm 0,14[\text{дптр}]$.

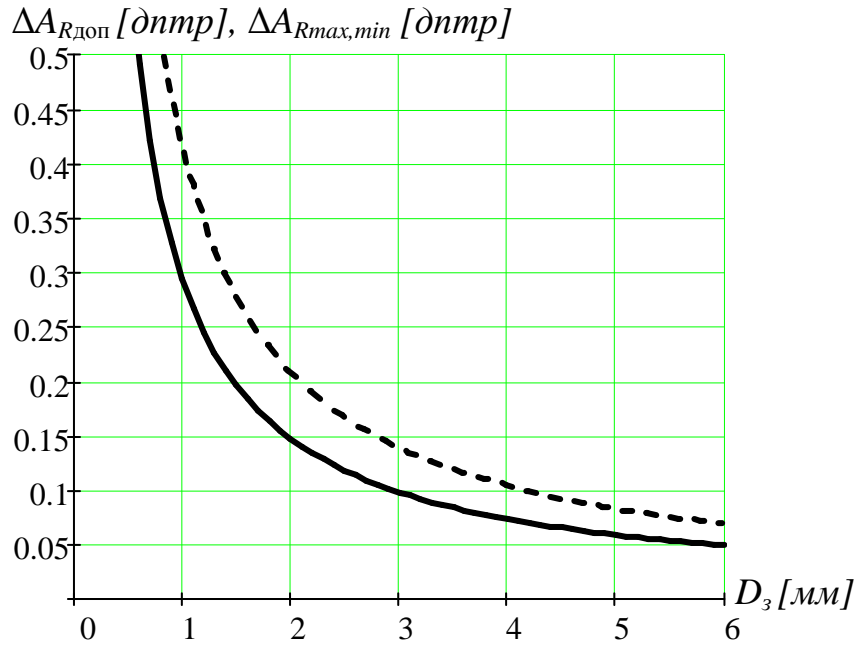


Рис.2. Залежності $\Delta A_{R\text{доп}}$ (суцільна лінія) та $\Delta A_{R\text{max,min}}$ (пунктирна лінія) від діаметру зіниці ока.

Отримані результати не враховують дифракцію світла на краях зіниці. Тому для уточнення цих результатів було здійснено комп'ютерне моделювання функції розсіювання точки з урахуванням дифракції та її дослідження. Вказане моделювання здійснювалося за допомогою комп'ютерної програми для розрахунку та оптимізації оптичних систем. Метою дослідження було виявлення впливу дефокусу та астигматизму на розподіл освітленості в зображенні двох точок на сітківці, які, згідно правила Релея, знаходяться на межі розділення, тобто на відстані радіуса кружка Ейрі r_e . Як відомо, радіус кружка розсіювання Ейрі r_e визначається за формулою [2]

$$r_e = \frac{1,22 \lambda |f|}{D_3},$$

де λ – довжина хвилі, f – передня фокусна відстань ока.

За відсутності аберацій величина провалу ΔE в розподілі освітленості в зображенні двох точок, що розташовані на відстані r_e , складає приблизно 25% від E_0 (див.рис.3).

Таким чином, для визначення межі просторового розділення ОС ока згідно правила Релея можна використовувати умову $\Delta E_{\text{доп}} = 0,25 E_0$.

При оцінці якості зображення, що формує абераційна оптична система, також використовують критерій $St \geq 0,8$, де St – число Штреля [4]. Виконання цієї умови забезпечує практично безабераційну якість зображення, яка обмежена лише дифракцією.

Нами були досліджені залежності величин ΔE та St від величин аберацій дефокусу та астигматизму при умовах: $f = -17$ мм, $D_3 = 3$ мм, $\lambda = 0,55$ мкм.

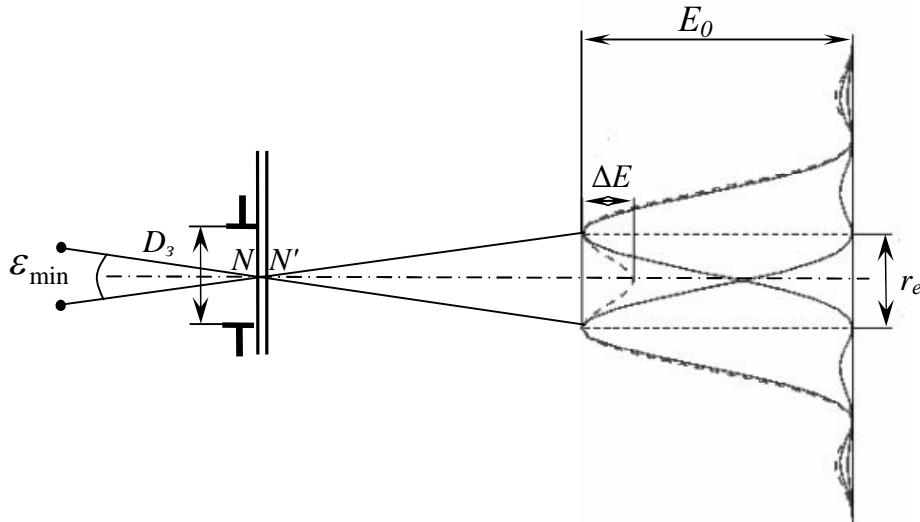


Рис. 3. Розподіл освітленості в дифракційних зображеннях двох точок: N, N' – вузлові точки ОС ока.

Величини вказаних абераций при моделюванні задавалися амплітудами аберацийних мод дефокусу та первинного астигматизму (C_2^0 та C_2^2) розкладу хвильової аберації за поліномами Церніке [4]. Зв'язок між величинами C_2^0 і A_R , а також між C_2^2 і A_S встановлювався за допомогою рівнянь [2]

$$A_R[\text{дптр}] = \frac{4000N_2^0 C_2^0}{r_{\max}^2}, \quad A_S[\text{дптр}] = \frac{4000N_2^2 \sqrt{(C_2^{-2})^2 + (C_2^2)^2}}{r_{\max}^2},$$

де $N_2^0 = \sqrt{3}$, $N_2^2 = \sqrt{6}$, r_{\max} – радіус зіниці ока.

Результати досліджень представлені на графіках рис.4.

Якщо скористатися вищеприведеним критерієм, при якому величина провалу освітленості між зображеннями двох точок ΔE не повинна бути меншою за 25%, то допустимим дефокусуванням потрібно вважати величину $\pm 0,08$ дптр. Величина числа Штреля стає меншою ніж 0,8 при аметропії $\pm 0,13$ дптр. Аналогічно встановлюється величина допустимого астигматизму: за критерієм $\Delta E \geq 25\%$ вона становить $\pm 0,13$ дптр, а за критерієм, оснований на числі Штреля $\pm 0,2$ дптр.

Середнє значення $A_{R\text{доп}}$, визначене за двома критеріями, становить $\pm A_{R\text{доп}} = \frac{0,08 + 0,13}{2} = 0,105$ дптр. Аналогічно для астигматизму

$$\pm A_{S\text{доп}} = \frac{0,13 + 0,2}{2} = 0,165 \text{ дптр.}$$

В офтальмологічній практиці корекція аметропії та астигматизму здійснюється лінзами, оптична сила яких змінюється з фіксованим кроком 0,25 дптр [5]. При використанні такого кроку, залишкова похибка корекції аметропії згідно вищеприведених розрахунків буде дещо перевищувати допустиму. Що стосується корекції астигматизму, то крок 0,25 дптр міг би бути збільшеним до вели-

чини 0,33дптр.

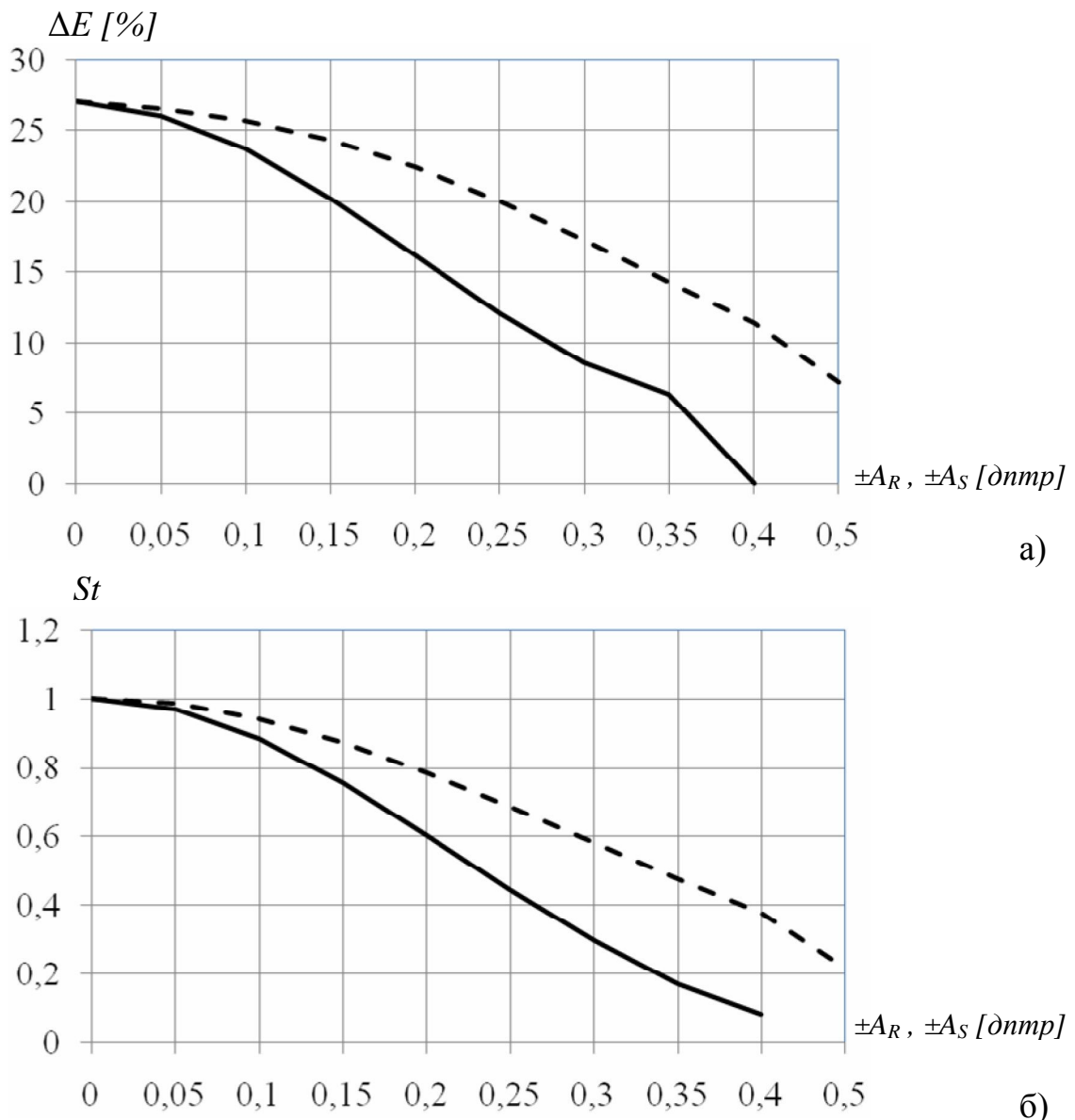


Рис. 4. Залежність ΔE (а) та числа Штреля (б) від величини аметропії (суцільна лінія) та астигматизму (пунктирна лінія).

Висновки

1. Апаратні засоби та математичний алгоритм функціонування рефрактометрії ока методом Фуко повинні забезпечувати похибки визначення аметропії не більше $\pm 0,1$ [дптр] та астигматизму не більше $\pm 0,2$ [дптр].
2. Визначені допустимі похибки вимірювань аметропії та астигматизму, отримані за допомогою методів геометричної та хвильової оптики, є достатньо узгодженими, чим підтверджується коректність отриманих результатів.
3. Визначення величин аметропії та астигматизму з більш високою точністю не є оправданим в зв'язку з тим, що в живому оці амплітуда флуктуації акомодатії досягає величини $\pm 0,2$ [дптр].

4. Наступним кроком досліджень треба вважати виявлення інструментальних похибок рефрактометра, що функціонує на основі модифікованого методу Фуко.

Література

1. Чиж І. Г. Метод відтворення функції хвильової аберації за картинами ізодіоптрійних зон на зіниці ока / І. Г. Чиж, Н. Б. Афончина, Т. М. Якименко // Вісник НТУУ «КПІ», Серія приладобудування. – 2010. – № 40. – С. 119–125.
2. Сокурєнко В. М. Око людини та офтальмологічні прилади: навч. посіб. / В. М. Сокурєнко, Г. С. Тимчик, І. Г. Чиж. – К.: НТУУ «КПІ», 2009. – 264 с.
3. Ландсберг Г. С. Оптика. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2003. – 848 с.
4. Борн М. Основы оптики / М. Борн, Э. Вольф. – М.: Наука, 1970. – 856 с.
5. ГОСТ Р 51044-97. Линзы очковые. Общие технические условия. Введ. 01.01.1998. – М. Издательство стандартов, 1997. – 16 с.

References

1. Chyzh I. The method of wave aberration function recovery by isodioter zones pictures on eye pupil / I. Chyzh, N. Afonchyna, T. Yakimenko // Bulletin of NTUU "Kyiv Polytechnic Institute". Series INSTRUMENT MAKING. – 2010. – №. 40. – P. 119 - 125. [ukr]
2. Sokurenko V. M. The human eye and ophtalmological instruments: manual / V. M. Sokurenko, G. S. Tymchik, I. H. Chizh. – K.: NTUU «KPI», 2009. – 264 p. [ukr]
3. Landsberg G. S. Optics. – M.: Phismatlit, 2003. – 848 p. [rus]
4. Born M. Optics basis / M. Born, E. Wolf. – M.: Science, 1970. – 856 c. [rus]
5. GOST P 51044-97. Glasses lenses. Common technical terms. Inst. 01.01.1998. – M. Standards Publishing, 1997. – 16 p.

Н. Б. Афончина, И. Г. Чиж

Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт», г. Киев, Украина

ДОПУСТИМЫЕ ПОГРЕШНОСТИ ИЗМЕРЕНИЯ АМЕТРОПИИ И АСТИГМАТИЗМА МОДИФИЦИРОВАННЫМ МЕТОДОМ ФУКО

Работа посвящена обоснованию допустимых погрешностей определения аметропии и астигматизма с целью формулирования требований к проектированию оптической системы рефрактометра, который функционирует с использованием модифицированного метода Фуко. При использовании двух независимых методов, а именно геометрической и волновой оптики, найдены величины допустимых при осуществлении рефрактометрии глаза погрешностей определения аметропии и астигматизма. Показано, что аппаратные средства и математический алгоритм функционирования рефрактометрии глаза методом Фуко должны обеспечивать погрешность определения аметропии не более $\pm 0,1$ [дптр] и астигматизма не более $\pm 0,2$ [дптр]. Корректность полученных результатов подтверждена сравнительным анализом определенных при помощи двух независимых методов величин допустимых погрешностей измерения аметропии и астигматизма.

Ключевые слова: модифицированный метод Фуко, допустимые погрешности, аметропия, астигматизм.

N. Afonchyna., I. Chyzh

National Technical University of Ukraine 'Kyiv Polytechnical Institute', Kiev, Ukraine

ADMISSIBLE ERRORS OF AMETROPY AND ASTIGMATISM MEASUREMENTS BY FOUCAULT'S MODIFIED METHOD

This work is devoted to a substantiation of admissible errors of ametropia and astigmatism

definition for the purpose of a formulation of requirements of the refractometer optical system designing which functions with use of the modified Foucault method. Using of two independent methods, namely geometrical and wave optics, admissible errors of eye refractometry measurements are found. On the basis of the conducted research the requirements to designing and parametrical optimization of refractometer optical system which functions on the basis of Foucault's modified method are proved. It is shown that hardware and mathematical algorithm of eye refractometry should provide no more than $\pm 0,1D$ of ametropy definition and an $\pm 0,2D$ of astigmatism definition. The correctness of the received results is confirmed by the comparative analysis of the defined measurement using of two independent methods.

Keywords: modified Foucault method, admissible errors, ametropy, astigmatism.

*Надійшла до редакції
20 жовтня 2011 року*

УДК 616.831-005-07+611.13/19

АЛГОРИТМ КОМПЛЕКСНОЇ ПРОМЕНЕВОЇ ДІАГНОСТИКИ ЗАХВОРЮВАНЬ ГРУДНОЇ ЗАЛОЗИ З МЕТОЮ СВОЄЧАСНОГО ВИЯВЛЕННЯ ТА ЛІКУВАННЯ ДИФУЗНИХ МАСТОПАТІЙ ЯК ЗАСОБУ ВТОРИННОЇ ПРОФІЛАКТИКИ РАКУ ГРУДНОЇ ЗАЛОЗИ

Францевич К. А.

*Головний військово-медичний клінічний орден Червоної Зірки центр
«Головний військовий клінічний госпіталь», м. Київ, Україна*

В статті розглянута актуальність променевої діагностики дифузних мастопатій у жінок репродуктивного віку. Проаналізоване мамографічне обстеження 1200 амбулаторним пацієнтам. Представлений алгоритм комплексної променевої діагностики дифузних мастопатій. Зроблені такі висновки: розроблений алгоритм комплексної променевої діагностики грудних залоз надає можливість ефективної діагностики та своєчасного лікування дифузних мастопатій, а також є засобом вторинної профілактики раку грудної залози.

Ключові слова: алгоритм комплексної променевої маммографії (АКПМ), дифузна фіброзно-кистозна мастопатія (ДФКМ).

Вступ

Протягом останнього десятиріччя відмічається зростання числа доброякісних захворювань грудних залоз (ГЗ), в тому числі дифузної фіброзно-кистозної мастопатії (ДФКМ), яка діагностується у 60 – 80 % жінок репродуктивного віку (І. І. Смоланка, А. О. Ляшенко, 2007; І. А. Жабченко, О. М. Бондаренко, 2008). Подібність причин та механізмів розвитку мастопатій та ранніх стадій раку грудної залози (РГЗ), а також можливість переходу мастопатій в РГЗ – суттєвий привід для великої уваги до даної патології (Н.І. Рожкова, В.П. Харченко, 2005; А. Б. Абдураїмов, І. І. Смоланка, С. К. Терновой, 2007; Т. С. Головкин, Р. Я. Абдулаєв, 2009; В. В. Семіглазов, Е. Е. Топузов, Г. Є. Труфанов, 2009).

У зв'язку з тим, що дифузна мастопатія є початковою фазою в ланцюгу розвитку РГЗ, сьогодні першочерговим завданням лікарів є профілактика, своєчасна діагностика та лікування ДФКМ з метою покращення здоров'я жінок, збере-