

2. L.O. Svaasand, C.J. Gomer and E. Morinelly. On the physical rationale of photodynamic therapy / Future Directions and Applications in Photodynamic Therapy, SPIE IS 6, -1990. -P. 233–248.
3. S. M. Reiss, "Photodynamic Therapy reaches beyond cancer" / Biophotonics, Laurin Publication, p. 48–54 (July/Aug. 2002).
4. M.S. Paterson, B.C. Wilson, D.R. Wymon, "The propagation of optical radiation in tissue 1. Models of radiation transport and their application" / Las. Med. Sci. 6, p. 155, 1991.
5. M.S. Paterson, B.C. Wilson, D.R. Wymon, The propagation of optical radiation in tissue 2. Optical properties of tissue and resulting fluence distributions" / Las. Med. Sci. 6, -1991. -P. 379 .
6. W.F. Cheong, S. A. Prahl, A. J. Welch, "A review of the optical properties of biological tissues" / IEEE Journal of Quantum Electronics 1646. -1990- No. 12. -P. 2166-2185..
7. K. Robinson, "Photodynamic Therapy: Offers new medical treatments / Photonics Spectra, Laurin Publication, (May 1998).-P. 219-226.
8. Nobuyoshi Ogata, Hidenori Miyake, Kayoko Ogata, H. G. Imhof, and Yasuhiro Yonekawa, "Intraoperative monitoring during carotid cross-clamping with near infrared spectroscopy: A preliminary study" / J. Biomed. Opt. 1, Issue 4, 1996.-P. 405-413

Терещенко С.В., Денисов Н.А. Алгоритмно-аппаратная реализация процесса фотодинамической терапии. В работе рассмотрен алгоритм процесса фотодинамической терапии (ФДТ) и возможные пути его аппаратной реализации. Подчеркивается, что наиболее критичным является моделирование процесса ФДТ с учетом свойств биотканей, характеристик фотосенсибилизатора и параметров систем доставки излучения к биотканям различной локализации. Моделирование дает возможность оптимизировать клинические параметры процесса ФДТ с учетом данных интраоперативного мониторинга.	S.V.Tereschenko, N.A. Denisov. Photodynamic Therapy: algorithm and apparatus realization. Authors have considered the Photodynamic Therapy process algorithm and feasible methods for its apparatus realization. It is emphasised (underlined) the most important aspect is a PDT-process modelling with consideration of the tissue and photosensitizer characteristics, parameters of the light delivery systems for different localised tissues. The modelling makes possibility to optimise the PDT clinical parameters including the intraoperative monitoring data.
---	--

Надійшла до редакції
6 червня 2003 року

УДК 681.784

ВИЗНАЧЕННЯ АБЕРАЦІЙНОЇ РЕФРАКЦІЇ ОКА МЕТОДОМ РЕЙТРЕСІНГУ

Чиж І.Г., Афончина Н.Б., Національний технічний університет України
"Київський політехнічний інститут", м. Київ, Україна

Запропоновано методику визначення абераційної рефракції оптичної системи ока без вимірювання її фокусних відстаней. Досліджено систематичну похибку методу, пов'язану з проходженням променів у зворотному від сітківки напрямку.

Вступ

На сучасному етапі розвитку офтальмологічного приладобудування велика увага приділяється створенню аберометрів з просторово-роздільною здатністю

– приладів точного вимірювання аберацій оптичної системи (ОС) ока як функцій зіничних координат.

Відомі декілька методів аберометрії, серед яких найбільш досконалим і перспективним вважається метод рейтресінгу. Він заснований на використанні технології послідовного сканування ОС ока тонким жмутом променів

В рейтресінговій аберометрії на цей час ще існують невирішені проблеми. Одна з них – відтворення з необхідного для практики точністю карти локального розподілу абераційної рефракції в просторових координатах зони отвору зіниці. Для цього використовують дані про координати світлової плями на сітківці від світлового променя, який сканує ОС ока паралельно оптичній осі або з осьової точки ясного зору [1, 2]. Але для визначення вказаної рефракції цього замало. Необхідні додаткові точні вимірювання фокусних відстаней ОС ока, здійснення яких є складною процедурою, ще остаточно не вирішеною методично і апаратно. Тому наша задача полягала в розробці такого методу визначення абераційної рефракції, який би не потребував вимірювань фокусних відстаней. Мета – подальше вдосконалення аберометрії ока методом рейтресінгу та підвищення точності відтворення карти абераційної рефракції.

Метод визначення абераційної складової рефракції ока

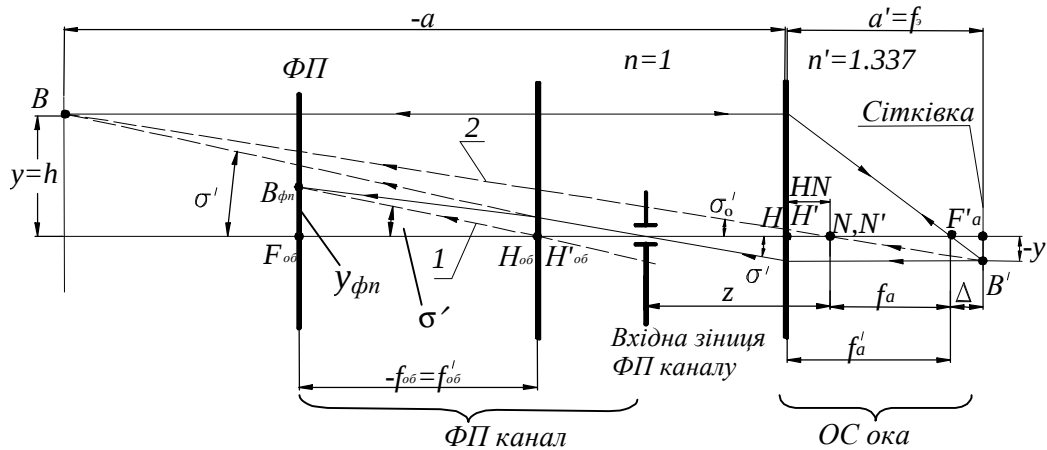
Кількісною мірою абераційної складової рефракції у будь-якій точці зіниці слугує величина локальної аметропії A , яка відповідно [3] обчислюється за формулою: $A[\text{дптр}] = 1000 \cdot a^{-1}$, де a [мм] – відстань між передньою головною точкою H ОС ока, та площиною, в якій знаходиться точка B простору предметів (Рис.1), оптично спряжена з точкою B' , в якій з сітківкою перетинається промінь, що надходить у око паралельно візуальній осі. Точка B знаходиться на перетині променів, один з яких повертається із ока по траєкторії вхідного променя, а другий проходить через вузлові точки NN' ОС ока (Рис.1). Якщо вказані промені внаслідок аберацій ОС ока не перетинаються, то відрізок a визначається по віддаленню від точки H площини, в якій ці промені мають між собою мінімальну відстань.

Величини A , знайдені для кожної фіксованої точки зіниці, використовуються потім для складання рефракційної зіничної карти ока.

Довжина відрізка a може бути знайденою із співвідношення (рис.1)

$$\frac{h}{-a + HN} = \operatorname{tg} \sigma'_0, \quad (1)$$

де: h – відстань між променем, що сканує ОС ока та його візуальною віссю;
 HN – відстань між відповідними головними і вузловими точками, яка має в ока величину приблизно 5...6 мм.



1, 2 – допоміжні промені

Рисунок 1 – До виводу формули (3)

В зв'язку з тим, що $HN \ll a$, співвідношення (1) із невеликою похибкою можна представити у вигляді $\frac{h}{a} = -tg\sigma'_0$, звідки $\frac{1}{a} = \frac{-tg\sigma'_0}{h}$ і

$$A[\partial nmp] = \frac{-1000 \cdot tg\sigma'_0}{h} \quad (2)$$

Величину $tg\sigma'_0$ можна знайти за допомогою фотоелектричного вимірювача координат світлової плями (точки B) на світлочутливій поверхні фотоприймача (ФП), утвореної від світлової плями на сітківці B' . Точка $B_{\phi n}$ належить головному променю жмута, котрий виходить із ока і потрапляє на фотоприймач через вхідну зіницю ФП-каналу. Тому ця точка на поверхні ФП є центральною у світловій плямі, яка виникає від вказаного жмута променів. Її координата $y_{\phi n}$ визначається за формулою $y_{\phi n} = f'_{об} \cdot tg\sigma'$, де $f'_{об}$ – фокусна відстань об'єктива ФП-каналу, σ' – кут нахилу головного променя жмута до оптичної осі об'єктива.

У випадку, коли осьова (центральна) точка вхідної зіниці ФП-каналу співпадає з вузловою точкою N ОС ока, кут $\sigma' = \sigma'_0$, тоді $tg\sigma' = tg\sigma'_0 = \frac{y_{\phi n}}{f'_{об}}$,

звідки

$$A = \frac{-1000 \cdot y_{\phi n}}{f'_{об} \cdot h} \quad (3)$$

З виразу видно, що визначення величини A не потребує даних про фокусні відстані ОС ока.

У відповідності з виразом (3) алгоритм визначення величини A складається із наступних процедур:

- 1) суміщення осьової точки вхідної зіниці ФП-каналу із передньою вузловою точкою ОС ока;
- 2) розташування променя, що сканує око, у точці на зіниці з наперед відомими координатами ;
- 3) визначення за допомогою ФП координати $y_{\phi n}$ світлової плями у фокусній площині об'єктива ФП-каналу;
- 4) обчислення за допомогою формули (3) величини A як абераційної складової рефракції ОС ока у фіксованій точці на зіниці.

У зв'язку з тим, що вузлові точки ОС ока знаходяться від передньої поверхні рогівки на глибині 6...8мм, для здійснення суміщення центру зіниці ФП-каналу із точкою N , в оптичну систему ФП-каналу аберометра потрібно ввести додаткову оптичну систему Бадаля (рис.2). Ця система є телескопічною по типу Кеплера. В передньому фокусі її першого компонента розміщується центр апертурної діафрагми ФП-каналу, а у задньому фокусі другого компонента – вузлова точка N , що робить вхідну зіницю ФП-каналу і вузлову точку ока оптично спряженими.

При застосуванні системи Бадаля величина A повинна обчислюватись за формулою:

$$A = \frac{-1000 \cdot y_{\phi n}}{f_{об} \cdot h} \cdot \gamma, \quad (4)$$

де: γ – кутове збільшення системи Бадаля (як правило системи Бадаля мають кутове збільшення $= -1$).

Крім системи Бадаля в аберометрі повинен існувати пристрій для контролю розташування вхідної зіниці ФП-каналу у відповідному місці ока – контролю виконання умови $z = 0$. Розроблений авторами цієї роботи принцип дії та систему такого пристрою буде опубліковано в наступних роботах.

З метою обґрунтування необхідності існування в системі аберометра такого пристрою, зробимо аналіз похибок визначення величини A , що виникають при $z \neq 0$.

Аналіз систематичної похибки визначення абераційної рефракції ока при $z \neq 0$

Якщо центральна точка вхідної зіниці ФП-каналу не співпадає з передньою вузловою точкою ОС ока, тобто не виконується умова $z = 0$, координата $y_{\phi n}$ приймає інші значення, а саме: $y_{\phi n} = f_{об}' \cdot tg\sigma'$. Поява абсолютної похибки визначення $y_{\phi n}$: $\delta y_{\phi n} = f_{об}' \cdot (tg\sigma' - tg\sigma_0)$ призведе в такому випадку до абсолютної по-

хибки визначення величини A : $\delta A = \frac{-1000 \cdot \delta y_{\phi n} \cdot \gamma}{f_{об} \cdot h}$, або до відносної похибки:

$$\frac{\delta A}{A} = \frac{tg\sigma' - tg\sigma'_0}{tg\sigma'_0} \quad (5)$$

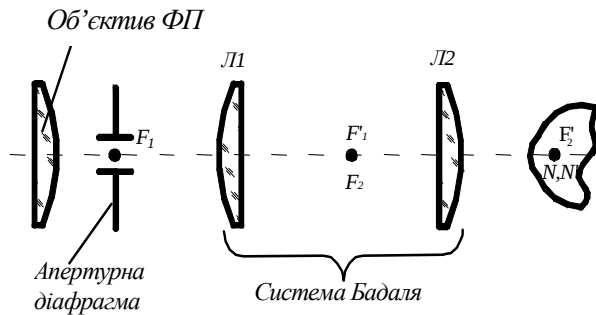


Рисунок 2 – Система для спряження вхідної зіниці і вузлової точки

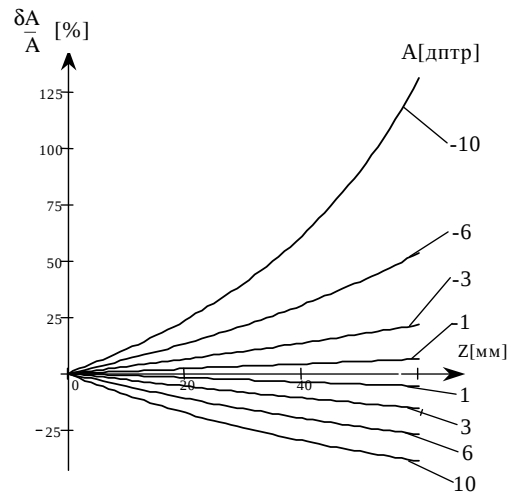


Рисунок 3 – Графіки відносних похибок визначення аметропії

У відповідності з рис.1

$$tg\sigma' = \frac{h}{-a + NH - z} \quad (6)$$

З урахуванням (6) та (1) вираз (5) набуває вигляду:

$$\frac{\delta A}{A} = \frac{z}{NH - \frac{1000}{A} - z}, \quad (7)$$

в якому A – значення аберацийної рефракції, знайденої при $z = 0$

Аналіз виразу (7) дає можливість зробити наступні висновки:

1) величина $\frac{\delta A}{A}$ не залежить від оптичних параметрів ФП-каналу, зокрема від $f'_{об}$, розташування відносно об'єктиву апертурної діафрагми, та від положення променя (параметра h), який сканує око;

2) величина $\frac{\delta A}{A}$ залежить від величини наявної аберацийної рефракції ока A і

відстані z , при значеннях $|z| \ll \frac{1000}{|A|}$ величина $\frac{\delta A}{A}$ прямо пропорційна z і A ;

3) нехтування виконанням умови $z = 0$ у багатьох випадках може призводити до неприпустимих похибок визначення аберацийної рефракції δA (див. Графічні залежності на рис.3). З виразу (7) легко здобути формулу припустимих значень $z_{np} \neq 0$, при яких абсолютна похибка δA не перебільшує припустиму величину δA_{np} :

$$z_{np} = \frac{\delta A_{np} \cdot (NH - \frac{1000}{A})}{A + \delta A_{np}}. \quad (8)$$

В таблиці наведені обчислені за допомогою формули (8) значення z_{np} , які знайдені при $\delta A_{np} = \pm 0,1$ дптр і $NH = 5,8$ мм – відстані, характерної для середньостатистичного стандартного ока.

Таблиця - Обчислені значення z_{np}

A [дптр]	-10	-6	-3	-1	1	3	6	10
z_{np} [мм], $\delta A = +0,1$ дптр	-1,07	-2,9	-11,7	-111	-90,4	-10,6	-2,6	-0,93
z_{np} [мм], $\delta A = -0,1$ дптр	1,05	2,8	10,9	91,4	110,5	11,3	2,7	0,95

Дані в таблиці і графіки на рис.3 не тільки демонструють порядок похибок і припустимих значень $z_{np} \neq 0$, але й дозволяють прогнозувати наявність дуже великих похибок визначення абераційної рефракції в аберометрах з такими оптичними системами, в яких величина z істотно відрізняється від нуля і складає десятки і навіть сотні міліметрів

Експериментальна перевірка залежності відносної похибки $\frac{\delta A}{A}$ від величин z і A

Теоретично встановлена залежність $\frac{\delta A}{A}$ від параметрів z і A перевірена експериментально на обладнанні, функціональну схему якого наведено на рис.4.

Пучок світла від напівпровідникового лазера 1 перетворюється оптичним формувачем 2 у тонкий жмут $\varnothing 0,4$ мм, котрий потрапляє у прецизійний сканер-дефлектор 3, призначений для двохкоординатного переміщування жмута паралельно оптичній осі. Лінза 5 – імітатор еметропічного ока з фокусною відстанню 21,43 мм. Конструкція цієї лінзи забезпечує практично повну відсутність сферичної аберації в зоні зіниці $\varnothing 8$ мм. Тому при всякому положенні жмута на зіниці він фокусується лише в одній точці F_e' – задньому фокусі лінзи 5. Приставна лінза 6 призначена для створення імітатора аметропічного ока з фокусом у точці F_a' . Набір ліз 6 з додатними або від'ємними фокусними відстанями надають можливість імітувати задану аметропію або абераційну рефракцію ока з величиною A .

Лінзи 8, 9 утворюють систему Бадаля, яка оптично спрягає центральну точку апертурної діафрагми АД ФП-каналу з вузловою точкою N системи лінз 5, 6. ФП-канал складено із лінз 8, 9 і об'єктива 10, у фокальній площині якого розміщена світлочутлива поверхня ПЗЗ-фотоприймача телевізійної камери.

Відеокадри, сформовані цією камерою за допомогою FG-плати, у цифровій формі записуються і зберігаються у пам'яті персонального комп'ютера.

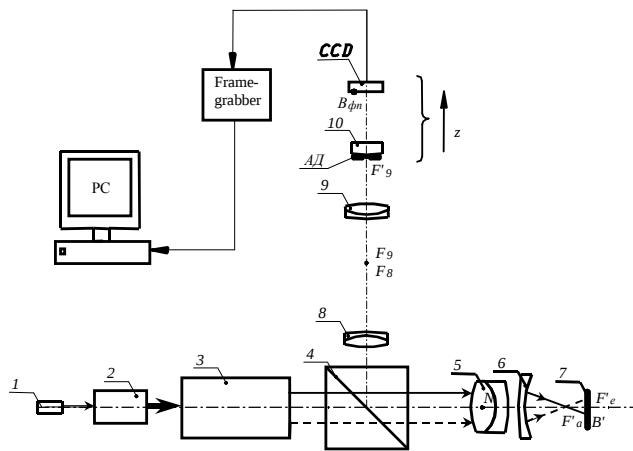


Рисунок 4 – Функціональна схема експериментального обладнання

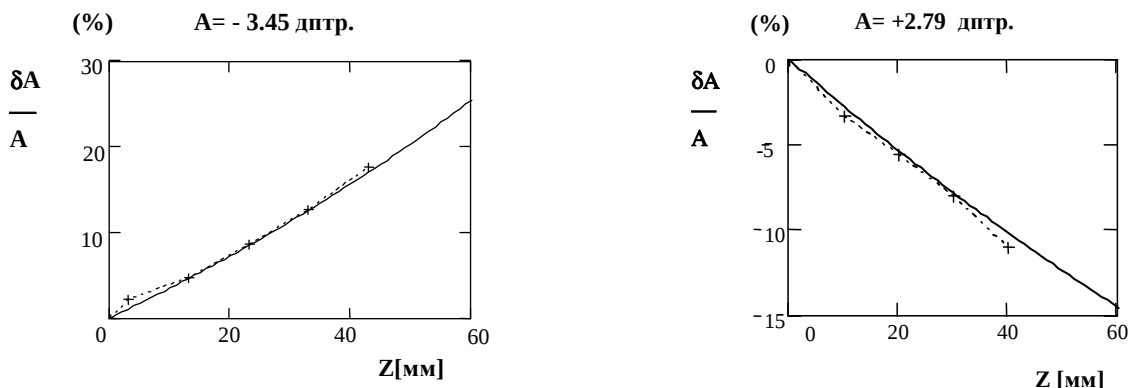
1 – лазер, 2 – формувач тонкого лазерного жмута, 3 – сканер, 4 – світлоподільник, 5 – імітатор еметропічного ока, 6 – приставна лінза, 7 – імітатор сітківки, 8, 9 – лінзи системи Бадаля, АД – апертурна діафрагма, 10 – об'єктив телевізійної CCD-камери, frame-grabber – плата захвату кадру, PC – персональний комп'ютер.

Об'єктив 10 разом з АД і телекамерою має можливість переміщуватися вздовж оптичної осі на фіксовану відстань z . Завдяки тому, що система Бадаля зібрана на лінзах 8, 9 з однаковою фокусною відстанню, переміщення вказаного вузла уздовж осі на величину z призводить до такого ж осьового переміщення вхідної зіниці ФП-каналу у тому ж напрямку відносно вузлової точки N .

Світлова пляма на імітаторі сітківки 7 ока у точці B' в променях зворотного ходу за допомогою світлоподільника 4 і лінз 5, 6, 8, 9, 10 викликає появу світлової плями у точці $B_{\phi n}$ на поверхні фотоприймача. Координата $y_{\phi n}$ точки $B_{\phi n}$ – центру цієї плями, точно визначаються по відеокадрах за допомогою спеціальної комп'ютерної програми [4]. Кожне значення $y_{\phi n}(z, A)$ в експерименті оцінювалося при фіксованих значеннях z і A на відеокадрах. Ці відеокадри записувалися при 12 положеннях світлового жмута на лінзі 5. Вказані положення задавалися сканером-дефлектором, який сканував зіницю по колу діаметром 6 мм з азимутальною відстанню 30° між точками просторової фіксації жмута на колі. За величину $y_{\phi n}$ приймався радіус траєкторії сканування світлової плями по світлочутливій поверхні ПЗЗ-фотоприймача. Похибка визначення абераційної рефракції $\frac{\delta A}{A}$ визначалася за формулою:

$$\frac{\delta A}{A} [\%] = \frac{y_{\phi n}(z, A) - y_{\phi n}(0, A)}{y_{\phi n}(0, A)} 100\% \quad (9)$$

На рис.5 представлені графіки залежностей $\frac{\delta A}{A} [\%]$ від z і A , побудовані за формулою (7) і з використанням експериментальних даних (за формулою 9).



— теоретична крива, згідно формулі (4), --x---- експериментальна крива

Рисунок 5 – Графіки залежності $\frac{\Delta A}{A}(z, A)$

Експерименти проводилися з двома штучними ОС ока, в яких імітувалися міопія (-3,45 дптр) і гіперметропія (+2,79 дптр). Імітатор ОС ока мав однакові середовища – повітря до і після нього, що обумовило суміщення його головних і вузлових точок.

Достатньо добре збігання значень відносної похибки, знайдених теоретично і експериментально, підтверджує коректність формули (7) і результатів проведених теоретичних досліджень.

Висновки

1. Запропонована і апробована в даній роботі методика підтверджує можливість коректного визначення абераційної рефракції ОС ока без вимірювання її фокусних відстаней.

2. Систематична похибка вимірювань абераційної рефракції ОС ока запропонованим методом може бути зведеною до нуля при умові суміщення центру вхідної зіниці ФП-каналу абераметра з передньою вузловою точкою ОС ока.

3. Для виконання умови, викладеної в п.2, абераметр повинен мати спеціальний пристрій контролю виконання цієї умови.

4. В зв'язку з тим, що первинні аберації ОС ока – аметропія (дефокусування) і первинний астигматизм мають церніковські коефіцієнти прямо пропорційні значенням $y_{\phi n}$, похибки $\frac{\Delta A}{A}[z, A]$ можна вважати одночасно і похибками визначення вказаних церніковських коефіцієнтів. Тому виконання рекомендацій, викладених в п.2 і п.3 забезпечують також і підвищення точності визначення церніковських коефіцієнтів.

Література

1. Чиж И.Г., Сокурено В.М. Методы измерения рефракции глаза с пространственным разрешением по зрачку / Оптический журнал. – 2001. – Том 68. – № 3. – С.19–25.

2. Чиж І.Г., Сокурєнко В.М. Визначення просторового розподілу рефракції ока за результатами вимірювань його поперечних аберацій / Наукові вісті НТУУ "КПІ". – 2000. – № 3. – С. 105–109.
3. ГОСТ 14934-88 Офтальмологическая оптика. Термины и определения.
4. Чиж І.Г., Сокурєнко В.М., Афончина Н.Б. Оптимізаційний метод вимірювання координат світлової плями на сітківці ока / Вісник Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут», Приладобудування. – 2003. – № 25. – С. 137–143.

Чиж І.Г., Афончина Н.Б. Визначення абераційної рефракції ока методом рейтресінгу. Запропоновано методику визначення абераційної рефракції оптичної системи ока без вимірювання її фокусних відстаней. Досліджено систематичну похибку методу, пов'язану з проходженням променів у зворотному від сітківки напрямку.	Chyzh I.H., Afonchina N.B. Determination of refraction aberration of an eye with the ray-tracing technique. The technique of determination of aberration refraction of an optical system of eye with no need of focal length measurements is offered. A systematic error of a technique caused by passing rays in a reverse direction from a retina is investigated.
--	---

Надійшла до редакції
15 вересня 2003 року

УДК 621.317

РОЗРОБКА КЛАСИФІКАТОРА ЗАСОБІВ МОНІТОРИНГУ БІОТЕХНІЧНИХ ОБ'ЄКТІВ

*Безуглий М.О., Ключко Т.Р., Тимчик Г.С., Національний технічний університет України
"Київський політехнічний інститут", м. Київ, Україна*

У роботі йдеться про створення повної класифікації засобів моніторингу біотехнічних об'єктів з врахуванням електромагнітних взаємодій між об'єктом та системами спостереження, діагностики, лікування, що необхідно для оптимального вибору засобів спостереження за плинним станом об'єктів

Вступ

Розвиток аналітичних методів сучасної біології, медицини, фармакології, залишає актуальними проблеми профілактики, ранньої діагностики та оптимального лікування захворювань. Медицина практично завжди має справу з вже чітко виявленим патологічним процесом на тій чи іншій стадії. Існуючі методи й апаратура здебільшого не спроможні реалізувати ефективну профілактичну стратегію та тактику ранньої діагностики і, тим самим, досягти якісно іншого рівню в медичному обслуговуванні.

Сучасний стан медичної техніки потребує системного аналізу та на його основі створення таких діагностичних комплексів для дослідження стану біологічних систем, які спроможні виявляти патологічні процеси, наприклад в повер-