

О.М. Паулін, к.т.н., доц.  
Н.О. Комлева (Старкова), асист., аспір.  
Одеський національний політехнічний університет

### ОЦІНКА ПОХИБОК АПАРАТНО-ПРОГРАМНОГО КОМПЛЕКСУ ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ФУНКЦІОНУВАННЯ РУХОВОГО АПАРАТА ЗОРОВОГО АНАЛІЗАТОРА

*Наведено огляд структури апаратної і програмної складових комплексу для дослідження поведінки рухового апарату зорового аналізатора (РАЗА). Розглянуто методику експерименту, проведеного для побудови математичної моделі РАЗА. Досліджено залежність постійної часу перехідного процесу від виду переміщення, наведені необхідні формули і діаграми.*

Руховий апарат зорового аналізатора (РАЗА) є важливою складовою ока людини. Предмет дослідження складають властивості та характеристики функціонування РАЗА. Робота ведеться на базі науково-дослідної лабораторії Одеського інституту очних хвороб і тканинної терапії ім. акад. В.П. Філатова.

Для дослідження поведінки РАЗА використовується апаратно-програмний комплекс. В апаратну частину входять екран з координатною сіткою для керування напрямком погляду і відеокамера з інтерфейсом для введення даних в ЕОМ. Програмна частина дозволяє вирішувати наступні підзадачі:

- візуалізація знімка обличчя пацієнта;
- автоматичне визначення напрямку погляду як вертикальної і горизонтальної складових кута відхилення напрямку погляду від первинного положення;
- обчислення координат точок кріплення м'язів, що рухають око (МРО) в залежності від кута напрямку погляду в системі координат, прив'язаної до центра системи руху ока;
- обчислення довжин МРО за розрахованими координатами їх точок кріплення;
- розрахунок сил натягу МРО;
- розрахунок динамічних характеристик МРО;
- формування експертного висновку про стан МРО;
- формування звітів;
- збір, збереження, формування запитів і обробка значень параметрів системи руху ока в реляційній базі даних.

Ідея проведення експерименту на підставі даного методу полягає в наступному. Обстежуваному розділяють поля зору за допомогою червоно-зелених світлофільтрів і пропонують фіксувати задані світлові точки (червоні світлодіоди) на екрані з координатною сіткою з дев'ятьма вузлами (3×3). Для кожної точки фіксації одержують телевізійне зображення досліджуваного ока, перед яким розташований зелений світлофільтр.

Ступінь порушення характеризується величиною кута відхилення напрямку погляду від нормального. На площині зображення обличчя пацієнта це виражається в зсуві зображення зіниці  $a$ . Розкладаючи зсув  $a$  на вертикальну  $a_v$  і горизонтальну  $a_h$  складові, покажемо, як кути зсуву по вертикалі  $\gamma_v$  і горизонталі  $\gamma_h$  зв'язані з відповідними зсувами:

$$\gamma_v = \arcsin \frac{a_v}{R}, \quad (1)$$

$$\gamma_h = \arcsin \frac{a_h}{R}, \quad (2)$$

де  $R$  – радіус яблука ока.

Далі обчислюємо зсув зорової осі досліджуваного ока між отриманим і розрахунковим положеннями в кожній заданій точці фіксації; потім міняємо місцями червоний і зелений світлофільтри й аналогічно визначаємо зсув осі зору іншого ока в кожній заданій точці фіксації.

Описаний вище експеримент дозволяє одержати статичні характеристики РАЗА (довжини МРО і сили їх натягу). Запропоновано модель роботи РАЗА [1], що дозволяє за отриманими зсувами оцінити стан МРО, що виражається в можливості тієї чи іншої МРО забезпечувати необхідний натяг. Даний підхід є удосконаленою автоматизованою реалізацією відомої медичної методики [2] і дозволяє підвищити швидкодію й об'єктивність результатів при дослідженні стану МРО.

Оцінку якості засобів і результатів вимірів визначають їх похибки. У нашому випадку на кінцевий результат впливають інструментальна і методична похибки.

До інструментальної, тобто до похибки засобів вимірів, відносяться похибка роботи відеокамери, що одержує зображення досліджуваного ока, і похибка монітора, що відображає проєкцію цього ока на екрані. Саме дані проєкції дозволяють обчислити зсув зорової осі досліджуваного ока спочатку у декартових координатах, а потім у вигляді просторового кута. Використання сучасних засобів вимірів дозволяють істотно скоротити внесок інструментальної похибки у величину загальної похибки.

Методична похибка зв'язана як з обраним способом визначення параметрів РАЗА, так і з тим, що немає можливості розташувати відеокамеру для знімання зображення ока в площині, рівнобіжній площині обличчя обстежуваного, тому що в цьому випадку вона виявиться на шляху проходження відрізка зорової осі від центра зіниці до точки, що фіксується. Тому камеру розташовують під визначеним кутом до площини обличчя обстежуваного і на екрані монітора одержують деяку проєкцію ока.

Для дослідження динамічних характеристик МРО необхідно вести знімання зображення ока при його переміщенні між точками фіксації. Тому що РАЗА є складовою біологічного об'єкта; процеси, що протікають у ньому, можуть бути вивчені по їх зовнішніх проявах. Отже, необхідно перейти до створення моделі РАЗА, на якій можна буде відслідковувати зміни його стану [3].

Згрупуємо елементарні переміщення напрямку погляду в ході експерименту по класах (горизонтальне, вертикальне, діагональне), підкласах (довге, коротке) і видах (ліворуч праворуч, праворуч ліворуч тощо). Загальна кількість видів переміщень обчислюється за формулою:

$$C_k^m = \frac{k!}{m!(k-m)!}, \quad (3)$$

де  $k$  – загальна кількість точок фіксації;  $m$  – число точок фіксації, що беруть участь в елементарному переміщенні.

У нашому випадку при  $k = 9$  і  $m = 2$  одержуємо 36 видів переміщень, для яких

$$x_i = x_i(t), \quad y_i = y_i(t), \quad t = n * \Delta t, \quad i = 1...36, \quad (4)$$

де  $x, y$  – проєкції переміщення на осі OX і OY;  $n$  – номер вибірки;  $\Delta t$  – період вибірки.

Як модель для опису елементарного переміщення візьмемо періодичну ланку першого порядку:

$$f = f_0 + k * A(1 - e^{-\frac{t}{T}}), \quad (5)$$

де  $f_0$  – початковий зсув;

$A$  – максимальна амплітуда;

$k$  – коефіцієнт масштабу,  $k = 2$  при переміщенні між крайніми крапками,  $k = 1$  в інших випадках;

$T$  – постійна часу.

За цим законом змінюються горизонтальна  $x$  і вертикальна  $y$  складові елементарного переміщення.

Досліджуємо залежність постійної часу перехідного процесу від виду переміщення [4]. Виконуємо первинну обробку наявних вибірок. Для цього виключимо початковий зсув і пронормуємо функцію, а у випадку зростаючого характеру функції приведемо її до експонентного виду:

$$e^{-\frac{t}{T}} = 1 - \frac{f - f_0}{A}. \quad (6)$$

Через те, що процеси знімання сигналів не синхронізовані по початковому моменту відліку, обчислимо для кожного з них:

$$f(\tau) = \int_0^L f_1(t) * f_2(t+\tau) dt, \quad (7)$$

де  $L$  – повний період знімання сигналу;

$f_1 = f_1(t)$  – сигнал, щодо якого синхронізуються інші сигнали в межах обраного виду;

$f_2 = f_2(t+\tau)$  – сигнал, що циклічно зсувається відносно  $f_1$  з метою синхронізації.

Для кожного сигналу знаходимо  $p = \max f(\tau)$ , отже початок знімання розглянутого сигналу відповідає моменту часу  $t_{\min} = p * \Delta t$ . Далі осереднюємо значення вибірок функцій для кожного виду:

$$f_{cp} = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} f_i \quad (8)$$

Тепер апроксимуємо отриману функцію  $f_{cp}$  за допомогою експонентної регресії, що найбільше адекватно відображає характер перехідного процесу. Виділимо з отриманого сигналу  $f_{cp}$  частину, значення вибірок якої лежать у діапазоні [1; 0.05], що дозволить одержати результат з точністю 5 %.

Обчислимо параметри експоненти за формулою:

$$T = - \frac{\sum_{i=0}^{N-1} n_i^2}{\sum_{i=0}^{N-1} \ln f_i * n_i} \quad (9)$$

Для отриманої експоненти обчислюємо середнє квадратичне відхилення і, якщо воно перевищує 10 %, розбиваємо частину сигналу  $f_{cp}$  на ділянки по  $T/2$  вибірок таким чином, щоб кінець однієї ділянки був початком іншої. Кожну з отриманих ділянок апроксимуємо описаним вище способом. Сукупність усіх ділянок і є шуканою апроксимацією вихідної функції. На рис. 1 показані графіки цих функцій (Ряд 1 – вихідна функція. Ряд 2 – її апроксимація).

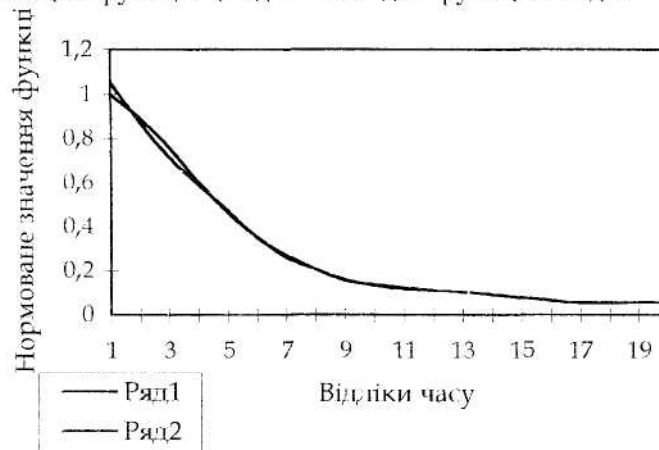


Рис. 1. Графіки перехідних процесів вихідної й апроксимованої функцій

Подібні розбивки проводимо доти, поки не одержимо середнє квадратичне відхилення (СКВ), що задовольняє пропонованим вимогам. На рисунку 2 показана діаграма величини СКВ для довільно обраних видів переміщень (світлий тон використаний для діаграм до розбивки розглянутої ділянки перехідного процесу  $f_{cp}$ , темний тон – для сумарного СКВ всіх ділянок розбивки  $f_{cp}$ ).

Передбачається, що похибка вимірів розподіляється за нормальним законом, оскільки на неї впливає безліч факторів. Для обробки результатів вимірів скористаємося методами математичної статистики через незалежність між собою окремих отриманих підрахунків. Статистична обробка дозволяє усереднити вихідні дані і визначити похибку усередненого результату. Оскільки експеримент включає багаторазовий вимір того самого значення вимірюваної величини, то усереднений результат – це центр розподілу всіх отриманих підрахунків. Також необхідно врахувати, що досліджуваний об'єкт має біологічну природу, і отже, не може генерувати однорідні вибірки, що веде до необхідності цензурування вибірки для видалення промахів за обраним методом, що визначає формальні критерії.

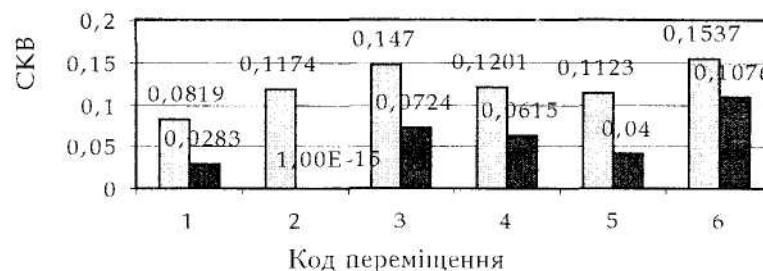


Рис. 2. Діаграма значень СКВ для різних видів переміщень

За отриманими вибірками експонентної регресії будуюмо залежність для всієї перехідної ділянки, усереднюючи значення вибірок, що належать двом сусіднім ділянкам.

Наведемо деякі результати з дослідження постійної часу у таблиці.

Таблиця

Клас	Підклас	Вид	T/СКО, %
діагональне	довге	лівий низ - правий верх	16/8.7
		правий верх - лівий низ	12/9.2
		лівий верх - лівий низ	10/7.9
		правий низ - лівий верх	11/7.6
	коротке	лівий низ - правий верх	12/9.1
		правий верх - лівий низ	13/8.5
		лівий верх - правий низ	12/9.9
		правий низ - лівий верх	10/8.7

Обробка результатів експериментів при дослідженні однотипних переміщень дає підставу стверджувати, що в загальному випадку з точністю 10 % постійна часу не залежить від характеру переміщення, і нелінійність не спостерігається.

Аналіз перехідних процесів дозволяє зробити наступні висновки. Залежність постійної часу від номера ділянки перехідного процесу носить екстремальний характер, причому в деяких випадках спостерігаються два екстремуми. Це дає підставу припустити, що на експоненту, що описує перехідний процес, накладається деяке загасаюче гармонійне коливання.

#### ЛІТЕРАТУРА:

1. Старкова Н.О., Паулін О.Н., Македон С.В. Построение имитационной модели двигательного аппарата глаза. – Одесса: Труды Одесского политехнического университета. Вып. 2(8), 1999. – С. 153–156.
2. Ковалевский Е.И. Офтальмология: учебник для студентов медицинских вузов. – М.: Медицина, 1995.
3. Паулін О.Н., Старкова Н.О. Построение математического описания функционирования глаза // Современные информационные и электронные технологии: Труды второй междунар. научн.-практ. конф. 28–31 мая, 2001 г. – Одесса, 2001. – С. 28–29.
4. Паулін О.Н., Комлева (Старкова) Н.О. Исследование характеристик математической модели двигательного аппарата глаза // Третья Всеукраїнська конференція молодих науковців "Інформаційні технології в науці, освіті і техніці" (ІТОНТ – 2002). – Черкаси: Видавничий відділ Черкаського держ. ун-ту, 2002. – С. 193–196.

ПАУЛІН Олег Миколайович – кандидат технічних наук, доцент Одеського національного політехнічного університету.

Наукові інтереси:

- математичне моделювання;
- системи автоматизованого проектування;
- паралельна обробка інформації.

Тел.: (0482) 44-22-89.

КОМЛЕВА Наталія Олегівна – асистент, аспірант Одеського національного політехнічного університету.

Наукові інтереси:

- математичне моделювання;
- системи автоматизованого проектування;
- паралельна обробка інформації.

Тел. роб.: (0482) 28-89-16, 28-85-66, 28-86-98.

Тел. дом.: (0482) 47-52-32.

E-mail: rainbow@vs.odessa.ua