УДК 681.5.015.52
DOI https://doi.org/10.32838/2663-5941/2021.3/28

***Шаманіна Т.В.***
Одеська спеціалізована школа № 117

***Павленко В.Д.***
Державний університет «Одеська політехніка»

# ІНСТРУМЕНТАЛЬНІ ЗАСОБИ ІДЕНТИФІКАЦІЇ ОКУЛОМОТОРНОЇ СИСТЕМИ ЛЮДИНИ НА ОСНОВІ МОДЕЛІ ВОЛЬТЕРРИ ІЗ ЗАСТОСУВАННЯМ ТЕХНОЛОГІЇ АЙТРЕКІНГУ

*Розроблено інструментальні алгоритмічні та програмні засоби побудови непараметричної динамічної моделі окуломоторної системи (далі – ОМС) людини з урахуванням її інерційних і нелінійних властивостей на основі даних експериментальних досліджень «вхід-вихід» із використанням інноваційної технології айтрекінгу. При цьому застосовується поліноміальна модель Вольтерри у вигляді багатовимірних перехідних функцій. Розроблено інформаційну технологію отримання експериментальних даних для ідентифікації ОМС за допомогою тестових візуальних стимулів та застосування технології айтрекінгу для відстеження відповідних рухів ока. Розроблено програму Signal Manager генерування тестових візуальних стимулів (яскравих точок), що відображаються на екрані монітора комп'ютера в заданих координатах. Розроблено програмне забезпечення eSmart для визначення координат зіниці ока в кадрах відеоряду, отриманих у процесі айтрекінгу на Android-смартфоні. Реалізовано обчислювальні алгоритми ідентифікації ОМС у вигляді перехідних функцій у програмі VolterraApp, яку розроблено в середовищі Matlab.*

*Виконано експериментальні дослідження ОМС за допомогою технології айтрекінгу та визначено на основі даних окулографічних досліджень перехідні функції першого, другого та третього порядків. Дослідження ОМС за допомогою отриманих перехідних функцій засобами комп'ютерного моделювання підтверджують адекватність побудованої апроксимаційної моделі реальній системі.*

*Здійснено аналіз варіативності перехідних функцій, що відповідають різним психофізіологічним станам індивіда (станам втоми). Установлено, що діагональні перетини перехідних функцій другого і третього порядків щодо перехідних функцій першого порядку для станів втоми істотно змінюються за величиною. Таким чином, їх можна використовувати як джерела початкових даних під час формування просторів діагностичних ознак для побудови класифікаторів психофізіологічних станів людини за допомогою засобів машинного навчання. Розроблені інструментальні програмні засоби доцільно використовувати в діагностичних дослідженнях у сфері нейронаук та психології.*

***Ключові слова:*** *окуломоторна система, ідентифікація, модель Вольтерри, багатовимірні перехідні функції, тестові візуальні стимули, технологія айтрекінгу, айтрекер на андроїд-смартфоні, класифікатор психофізіологічних станів людини, нейронауки, психологія.*

**Постановка проблеми.** Нині активно розвивається інноваційна технологія айтрекінгу (Eye-tracking), що представляє собою процес визначення точки, на яку спрямовується погляд, або траєкторії руху ока щодо голови. Знання про рух очей мають велике теоретичне і прикладне значення, розширюючи можливості вивчення специфіки багатьох професій із метою підвищення ефективності функціонування суб'єкта трудової діяльності [1–4].

Дослідження рухів очей людини і траєкторії їх переміщення дозволяють розкрити структуру взаємин індивіда із середовищем, людини зі світом. Аналіз взаємозв'язку окуломоторики з центральною нервовою системою, з одного боку, із вмістом психічних процесів – з другого, з різноманітними формами активності (поведінкою, діяльністю, спілкуванням) – з третього, сприяє вивченню механізмів роботи мозку і їх порушення, виявлення динаміки психофізіологічних станів людини, закономірностей сприйняття, мислення, уявлень, диференціації інтенцій, намірів і установок особистості [2].

Популярність досліджень з окуломоторної тематики останніми роками неухильно зростає, а разом із нею зростає і кількість науково-теоретичних і прикладних робіт, які націлені на вивчення руху очей як індикатора уваги, психофізіологічних станів, психічних процесів і поведінки [4].

Технологія айтрекінгу в останні 10 років отримала подальший розвиток та ефективне застосування під час побудови математичної моделі процесу неперервного відстеження руху ока з метою виявлення аномалій у цих відстеженнях для кількісної оцінки рухових симптомів хвороби Паркінсона [5–8]. При цьому використовуються нелінійні динамічні моделі Вінера і Вольтерри-Лагерра [9]. Їх побудова заснована на використанні тестових випадкових впливів, що вимагає застосування методів кореляційного аналізу та отримання великого обсягу експериментальних даних (великої тривалості експериментальних досліджень).

Для побудови моделі Вольтерри окуломоторної системи (далі – ОМС) людини можливо використовувати детерміновані тестові впливи, як-от ступінчасті сигнали (найбільш адекватні для дослідження динаміки ОМС), що дозволить спростити обчислювальний алгоритм ідентифікації та істотно зменшити час обробки експериментальних даних [10–12].

**Постановка завдання.** Метою роботи є розробка інструментальних алгоритмічних та програмних засобів побудови моделі Вольтерри, що враховує інерційні і нелінійні властивості ОМС людини, на основі даних експериментальних досліджень «вхід-вихід» із використанням тестових ступінчастих сигналів та технології айтрекінгу.

Для досягнення мети поставлені та вирішені такі **завдання:**

− реалізувати технологію айтрекінгу отримання експериментальних даних для ідентифікації ОМС за допомогою відеореєстрації;

− реалізувати обчислювальні методи ідентифікації ОМС у вигляді багатовимірних перехідних функцій (далі – ПФ) за допомогою тестових ступінчастих сигналів різної амплітуди;

− виконати експериментальні дослідження ОМС за допомогою технології айтрекінгу та визначити на основі даних окулографічних досліджень перехідні функції першого, другого та третього порядків;

− здійснити на основі отриманих багатовимірних перехідних функцій дослідження психофізіологічного стану респондентів (стану за глибиною втоми).

*Галузь досліджень:* науки про життя, нові технології профілактики та лікування поширених захворювань.

*Об'єкт дослідження* – процес відстеження руху очей як відгуку на зовнішнє збурення у вигляді деякого візуального стимулу (процес айтрекінгу).

*Предмет дослідження* – інструментальні обчислювальні і програмні засоби побудови моделі Вольтерри, визначення перехідних функцій першого, другого та третього порядків ОМС за даними айтрекінгу.

**Аналіз останніх досліджень і публікацій.** Розроблені інструментальні засоби ідентифікації ОМС дозволяють вирішувати такі завдання, як:

− дослідження взаємозв'язків психічних станів та когнітивних процесів у навчальній діяльності, посттравматичний стресовий розлад, діагностика стадії хвороби Паркінсона та Альцгеймера, перевірка психофізіологічного стану пілотів та водіїв, професійної придатності, синдрому втоми [5; 13–15];

− взаємодія психічних станів та когнітивних процесів під час навчальної діяльності студентів та школярів, об'єктивна оцінка рівня їх пізнавального розвитку, оцінка ефективності навчання для вдосконалення психічних процесів (тобто процесів мислення) та для психологічної корекції особистості [13–15];

− подовження творчого життя особистості за рахунок ранньої діагностики дегенеративних процесів когнітивних функцій мозку. Виявлення обдарованої особистості (побудова психологічної моделі особистості) та оцінка її здібностей. Професійний відбір (виявлення та підготовка менеджерів) [16; 17];

− засвоєння наукових знань та відповідних навичок є головною метою та головним результатом навчальної діяльності. Процес засвоєння знань є центральною частиною процесу навчання. Управління цим процесом передбачає існування ефективних об'єктивних показників для оцінки інтелектуальних здібностей особистості [18–23].

**Виклад основного матеріалу дослідження.** Запропоновані в роботі методи психофізіологічної ідентифікації людини, засновані на отриманні експериментальних даних із використанням технології айтрекінгу та обчислювальних засобів їх обробки, дозволять здійснювати моніторинг та діагностику стану когнітивних процесів у процесі навчальної діяльності студентів.

***Інтелектуальна інформаційна технологія діагностування нейрофізіологічних станів людини.*** Запропонована інтелектуальна інформаційна технологія для діагностики станів нейронних процесів, що ґрунтується на непараметричній ідентифікації ОМС у вигляді нелінійних динамічних моделей Вольтерри. Технологія передбачає послідовне розв'язання таких завдань, як:

1. *Ідентифікація ОМС*. Мета – побудова інформаційної моделі ОМС у вигляді багатовимірних

ПФ – інтегральних перетворень ядер Вольтерри. Етапи реалізації: подача тестових візуальних стимулів із різною амплітудою на вході ОМС (за напрямами: горизонтально, вертикально, діагонально), вимірювання відгуків ОМС на тестові сигнали за допомогою айтрекера, обчислення багатовимірних ПФ на основі даних експерименту «вхід-вихід».

2. *Побудова діагностичної моделі ОМС.* Мета – формування простору діагностичних ознак. Етапи реалізації: стискання ПФ, визначення діагностичної значущості ознак, вибір оптимальної системи ознак (редукція діагностичної моделі).

3. *Побудова класифікатора психофізіологічного стану індивіда на основі моделі ОМС*. Метою є побудова сукупності вирішальних правил оптимальної класифікації. Етапи реалізації: побудова вирішальних правил за результатами ідентифікації ОМС (машинне навчання), оцінка достовірності класифікації (екзамен), оптимізація діагностичної моделі.

4. *Діагностика нейронних процесів.* Мета – оцінка станів індивіда. Етапи реалізації: ідентифікація ОМС; оцінка діагностичних ознак; класифікація – віднесення досліджуваного індивіда до певного класу за психофізіологічним станом.

***Моделі Вольтерри та ідентифікація нелінійних динамічних систем (НДС).*** Основою для створення математичної (інформаційної) моделі досліджуваного об'єкта є результати вимірювань його вхідних і вихідних змінних і розв'язання завдання ідентифікації, пов'язане з отриманням експериментальних даних та їх обробкою з урахуванням шумів вимірювань.

Для опису об'єктів невідомої структури доцільно використовувати найбільш універсальні нелінійні непараметричні динамічні моделі – моделі Вольтерри [9; 24–26]. При цьому нелінійні і динамічні властивості досліджуваного об'єкта однозначно описуються послідовністю інваріантних відносно виду вхідного сигналу багатовимірних вагових функцій – ядер Вольтерри (далі – ЯВ).

Співвідношення «вхід-вихід» для НДС із невідомою структурою (типу «чорний ящик») з одним входом і одним виходом може бути представлено дискретним поліномом Вольтерри ступеня $N$=3 у вигляді [24]:

$$y[m]=\sum_{n=1}^{N=3}\hat{y}_n[m]=\sum_{k_1=0}^{m}w_1[k_1]x[m-k_1]+\sum_{k_1=0}^{m}\sum_{k_2=0}^{m}w_2[k_1,k_2]x[m-k_1]x[m-k_2]+$$
$$+\sum_{k_1=0}^{m}\sum_{k_2=0}^{m}\sum_{k_3=0}^{m}w_3[k_1,k_2,k_3]x[m-k_1]x[m-k_2]x[m-k_3], \quad (1)$$

де $\hat{y}_n[m]$ – $n$-а парціальна складова відгуку моделі НДС; $w_1[k_1]$, $w_2[k_1,k_2]$, $w_3[k_1,k_2,k_3]$ – дискретні вагові функції (ядра Вольтерри) першого, другого та третього порядків; $x[k]$, $y[k]$ – вхідна (стимул) і вихідна (відгук) функції системи, яка моделюється, відповідно; $k$ – змінна часу.

Структурна схема моделі Вольтерри має вигляд (рис. 1).

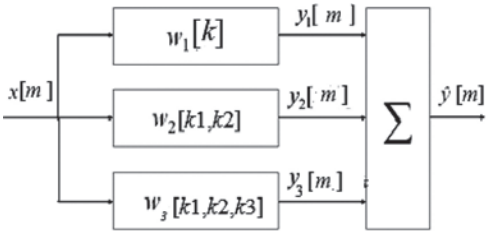



**Рис. 1. Структурна схема моделі Вольтерри**

Завдання ідентифікації полягає у виборі тестових впливів $x[m]$ і розробці алгоритму, який дозволяє за вимірюваними реакціями $y[m]$ виокремлювати парціальні складники $y_n[m]$, ($n$=1, 2, 3) і визначати на їх основі ЯВ $w_1[k_1]$, $w_2[k_1,k_2]$, $w_3[k_1,k_2,k_3]$ [25, 26].

***Відстеження руху очей для ідентифікації ОМС.*** Розроблено інформаційну технологію побудови непараметричної динамічної моделі ОМС людини з урахуванням її інерційних та нелінійних властивостей на основі даних експериментальних досліджень «вхід-вихід». Модель Вольтерри ОМС використовується у вигляді багатовимірних ПФ.

Методи та інструментальні засоби ідентифікації ОМС розроблено за допомогою технології айтрекінгу. Одержані ПФ застосовуються для побудови простору діагностичних ознак та здійснення оптимальної класифікації нейрофізіологічних станів особистості для досліджень у нейроінформатиці та обчислювальній неврології. Експериментальні дослідження ОМС індивідів проводились із використанням айтрекера Tobii TX300 (частота кадрів 300 Гц) та відповідного програмного забезпечення в лабораторії аналізу руху та ергономіки інтерфейсів Люблінського технологічного університету (Люблін, Польща) [10].

Ураховуючи специфіку досліджуваного об'єкта, для ідентифікації використовуються тестові багатоступінчасті сигнали з різними амплітудами $a_i$ ($i$=1,2,…,$L$; $L$ – кількість експериментів, $L >= N$) $x_i(t) = a_i\theta(t)$, $\theta(t)$ – одинична функція Ґевісайда. Відгуки ОМС, які при цьому вимірюються, позначимо як $y_1[m]$, $y_2[m]$,…, $y_L[m]$. Якщо визначити парціальні складники відгуку моделі $\hat{y}_1[m]$, $\hat{y}_2[m]$, $\hat{y}_3[m]$, то це призведе до оцінки перехідних функцій першого порядку $\hat{h}_1[m]$ та діагональних перетинів перехідних функцій $n$-го порядку ($n$=2, 3) $\hat{h}_2[m,m]$, $\hat{h}_3[m,m,m]$:

$$\hat{y}_1[m] = \hat{h}_1[m] = \sum_{k_1=0}^{m} w_1[m-k_1],$$
$$\hat{y}_2[m] = \hat{h}_2[m,m] = \sum_{k_1=0}^{m}\sum_{k_2=0}^{m} w_2[m-k_1, m-k_2], \quad (2)$$
$$\hat{y}_3[m] = \hat{h}_3[m,m,m] = \sum_{k_1=0}^{m}\sum_{k_2=0}^{m}\sum_{k_3=0}^{m} w_3[m-k_1, m-k_2, m-k_3].$$

Відгуки поліноміальної моделі Вольтерри дорівнюють

$$\tilde{y}_i[m] = a_i\hat{y}_1[m] + a_i^2\hat{y}_2[m] + a_i^3\hat{y}_3[m], \quad i=1, 2, \ldots, L. \quad (3)$$

Для визначення перехідних функцій $h_1[m]$, $h_2[m, m]$, $h_3[m, m, m]$ використовується метод найменших квадратів (далі – МНК), який забезпечує мінімум середньоквадратичної похибки відхилення відгуків моделі від відгуків ОМС на один і той же стимул:

$$J_N = \sum_{i=1}^{L}\left(y_i[m] - \sum_{n=1}^{N} a_i^n \hat{y}_n[m]\right)^2 \to \min. \quad (4)$$

Мінімізація критерію (4) зводиться до вирішення системи нормальних рівнянь Гаусса [25], яку у векторно-матричній формі можна записати у вигляді

$$\mathrm{A}'\mathrm{A}\hat{\mathrm{y}} = \mathrm{A}'\,\mathrm{y}, \quad (5)$$

де

$$\mathrm{A} = \begin{bmatrix} a_1 & a_1^2 & \cdots & a_1^N \\ a_2 & a_2^2 & \cdots & a_2^N \\ \cdots & \cdots & \cdots & \cdots \\ a_L & a_L^2 & \cdots & a_L^N \end{bmatrix}, \quad \mathrm{y} = \begin{bmatrix} y_1[m] \\ y_2[m] \\ \cdots \\ y_L[m] \end{bmatrix}, \quad \hat{\mathrm{y}} = \begin{bmatrix} \hat{y}_1[m] \\ \hat{y}_2[m] \\ \cdots \\ \hat{y}_N[m] \end{bmatrix}.$$

Розв'язавши систему рівнянь (5) щодо $\hat{y}_1[m]$, $\hat{y}_2[m]$, $\hat{y}_3[m]$, отримуємо оцінки багатовимірних перехідних функцій ОМС у кожен момент часу $m$ на інтервалі спостереження. Із рівняння (5), отримуємо

$$\hat{\mathrm{y}} = (\mathrm{A}'\mathrm{A})^{-1}\mathrm{A}'\mathrm{y}. \quad (6)$$

Виконавши в (6) матричні операції

$$\begin{bmatrix} \hat{y}_1[m] \\ \hat{y}_2[m] \\ \cdots \\ \hat{y}_N[m] \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum_{i=1}^{L} a_i^2 & \sum_{i=1}^{L} a_i^3 & \cdots & \sum_{i=1}^{L} a_i^{N+1} \\ \sum_{i=1}^{L} a_i^3 & \sum_{i=1}^{L} a_i^4 & \cdots & \sum_{i=1}^{L} a_i^{N+2} \\ \cdots & \cdots & \cdots & \cdots \\ \sum_{i=1}^{L} a_i^{N+1} & \sum_{i=1}^{L} a_i^{N+2} & \cdots & \sum_{i=1}^{L} a_i^{2N} \end{bmatrix}^{-1} \cdot \begin{bmatrix} \sum_{i=1}^{L} a_i y_i[m] \\ \sum_{i=1}^{L} a_i^2 y_i[m] \\ \cdots \\ \sum_{i=1}^{L} a_i^N y_i[m] \end{bmatrix}, \quad (7)$$

отримуємо оцінки ПФ першого, другого і третього порядків [24].

Процес моделювання ОМС на основі моделі Вольтерри наведено на рис. 3.

***Організація та методика експериментальних досліджень.*** Під час експериментальних досліджень здійснюються такі дії:

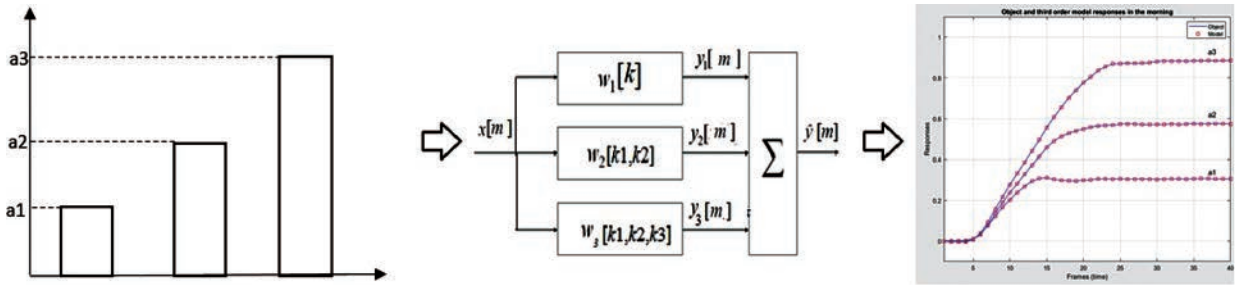
– респондент (людина, яка досліджується) сідає перед комп'ютером так, щоб його очі були на рівні центру монітора на відстані 40–50 см від нього;

– голова фіксується так, як показано на рис. 4, щоб не допускати її рухів під час досліджень та для забезпечення однакових умов експерименту; після цього, за готовністю пацієнта, слід запустити програму формування тестових стимулів *Signal Manager*;

– на екрані монітора комп'ютера з'являється кружок червоного кольору – стартова позиція (рис. 5, *а*); після невеликої паузи кружок у стартовій позиції зникає і з'являється кружок іншого кольору в точці із заданими координатами, який є візуальним стимулом – тестовим сигналом (рис. 5, *б*), що відображається протягом заданої тривалості; ця дія змушує око рухатись в напрямку на візуальний стимул;

– далі цей кружок зникає і з'являється кружок червоного кольору в стартовій позиції, що змушує око рухатись у зворотному напрямку до стартової позиції.

Після цих дій експеримент завершується. За допомогою айтрекера визначаються координати зіниці ока в процесі його руху (реакції на візуальний стимул) в період зі зникнення червоного сигналу до подальшого його формування.




Тестові сигнали | Модель Вольтерри | Відгуки ОМС та моделі для $N$=3 при амплітудах $a_1$, $a_2$, $a_3$

**Рис. 3. Процес моделювання ОМС на основі моделі Вольтерри**

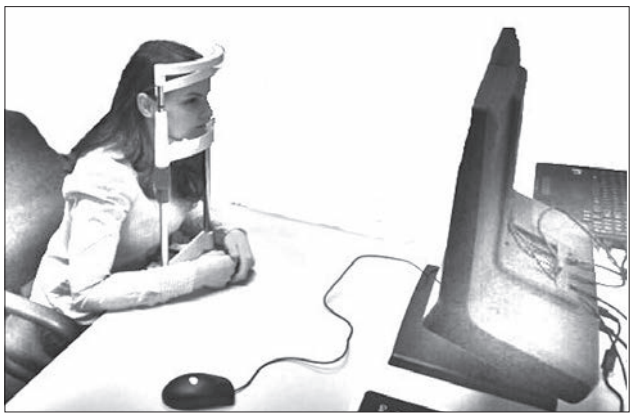
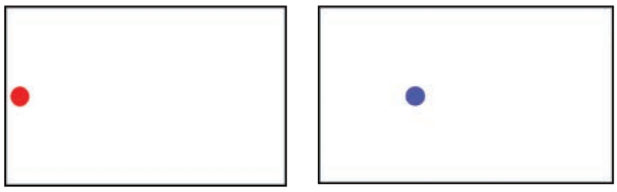


**Рис. 4. Фіксація голови респондента**



*а* *б*

**Рис. 5. Стартовий сигнал (*а*), та тестовий стимул (*б*)**

У дослідженнях стартові сигнали мають тривалість 3 сек., тестові сигнали – 2 сек.

У дослідженні кожного респондента реалізовані послідовно цикл «від центру – вправо по горизонталі». У кожному циклі послідовно виконуються 3 незалежні експерименти з амплітудами тестових сигналів $a_1$ = 0.33, $a_2$= 0.66, $a_3$ = 1.0 (у відносних одиницях від ширини екрану монітора). Таким чином, реалізується така послідовність вхідних візуальних сигналів, координати яких (у відносних одиницях):

- експеримент 1: ($x = 0, y = 0$) та ($x = 0.33, y = 0$);
- експеримент 2: ($x = 0, y = 0$) та ($x = 0.66, y = 0$);
- експеримент 3: ($x = 0, y = 0$) та ($x = 1.0, y = 0$).

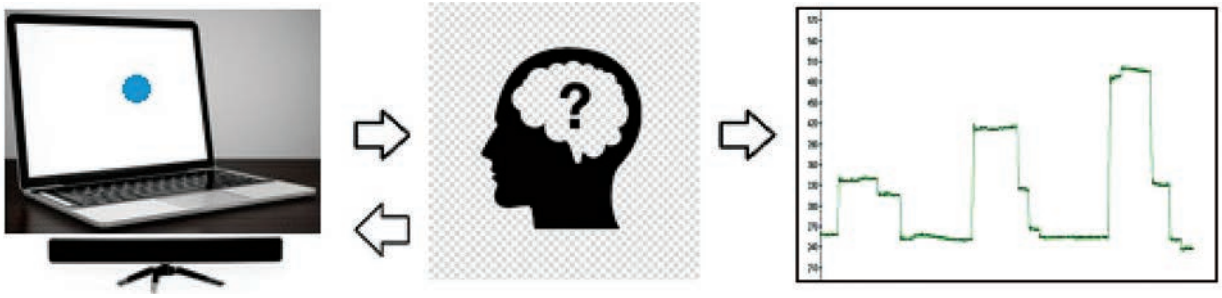
На рис. 6 представлено схему процесу айтрекінгу.

***Програмні засоби визначення перехідних функцій ОМС.*** Обчислювальні алгоритми та програмні засоби розроблені для підтримки технології ІТ-діагностики нейрофізіологічних процесів на основі нелінійної динамічної ідентифікації ОМС: *Signal Manager* – програма генерації тестових візуальних стимулів; *eSmart* – програма реєстрації відгуків ОМС на смартфоні Android; *VolterraApp* – програма ідентифікації ОМС «вхід-вихід» на основі поліномів Вольтерри у вигляді багатовимірних перехідних функцій.

*Програма* «*Signal Manager*». Розроблено застосунок, який дозволяє формувати на екрані монітора комп'ютера детерміновані або випадкові тестові візуальні стимули будь-якої конфігурації для проведення ідентифікаційних експериментів «вхід-вихід» з ОМС людини із застосуванням інноваційної технології айтрекінгу.

Програму розроблено з використанням технології WinForms та мови програмування C# на платформі Microsoft.NET Framework. Для збереження даних-координат позицій для відображення стимулів та їх параметрів (форми, кольору, таймінгу), використовується база даних Microsoft Access і технологія Entity Framework – для доступу до бази даних з програми як її об'єктного представлення. Для збереження списків тестових сигналів використовується серіалізація списків у xml-файл. Під час запуску застосунка xml-файл десеріалізується у списки тестових сигналів.

Структура файла бази даних включає дві таблиці: «Point_lists» та «Points» (рис. 7). Перша таблиця містить поля з інформацією про списки точок: point_list_id – ідентифікатор; point_list_name – ім'я списку точок; generation_type – ім'я алгоритму генерації. Друга таблиця містить поля: id; list_id – ідентифікатор списку до якого належить точка; x, y – координати по горизонталі та вертикалі відповідно; width, height – ширина та



Ноутбук, візуальний стимул, айтрекер

Респондент

Відгуки ОМС – вихідні сигнали айтрекера

**Рис. 6. Схема процесу айтрекінгу**

висота точки відповідно; type, argb – інформація про форму (еліпс/прямокутник) та колір точки у форматі argb відповідно; display_time – тривалість відображення точки на екрані в ms; is_starting_point – інформація про тип точки (стартова / тестовий стимул); metadata – згруповані дані (напрямок та ін.).

Тестові сигнали відображаються за вісьмома напрямками: від границь екрана (рис. 8) або від центру екрана (рис. 9). При цьому в кожному напрямку використовуються $L$ циклів із детермінованими позиціями візуальних стимулів: ($x_i = il_x/L$, $y_i = 0.5l_y$) – у напрямку «По горизонталі», ($x_i = 0.5l_x$, $y_i = il_y/L$) – у напрямку «По вертикалі» та ($x_i = il_x/L$, $y_i = il_y/L$) – у напрямку «По діагоналі», де $l_x$, $l_y$ – ширина і висота екрана; $x_i$, $y_i$ – координати по горизонталі і вертикалі відповідно; $i$=1,2,…,$L$. На границях або в центрі екрану розміщуються стартові точки (червоний кружок), які відображаються тривалістю $T_1$ (рис. 10). Потім стартовий сигнал зникає і одночасно з'являється кружок синього кольору (візуальний стимул), який відображається протягом часу $T_2$.

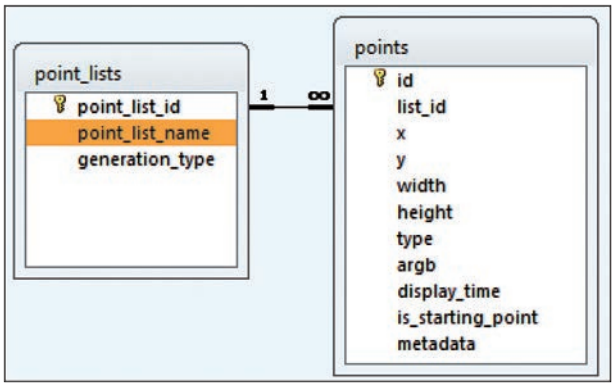



**Рис. 7. Структура бази даних**

Програма «*Signal Manager*» дозволяє генерувати також випадкові тестові стимули. У цьому разі на екрані спочатку з'являється стартова точка з координатами $K_1(x,y)$, потім вона зникає і послідовно відображаються (з'являються та зникають) точки-стимули $K_2$, $K_3$, … з координатами, які генеруються програмою випадковим чином (рис. 11).

Відповідні відгуки ОМС фіксуються айтрекером і далі використовуються як вихідні дані для ідентифікації ОМС.

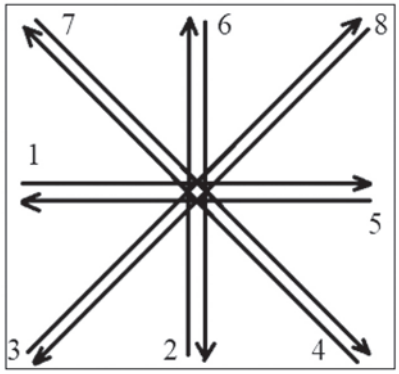



**Рис. 8. Напрямки та послідовність генерації тестових сигналів від границь екрану**

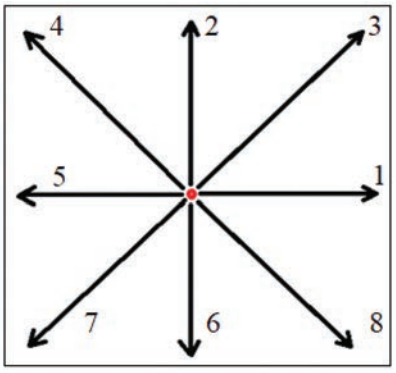



**Рис. 9. Напрямки та послідовність генерації тестових сигналів від центру екрану**

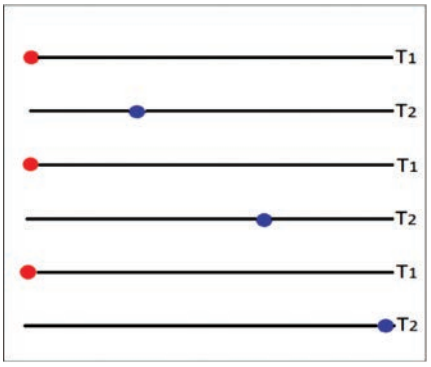



**Рис. 10. Розташування точок на екрані в циклах експериментів ($L$=3)**

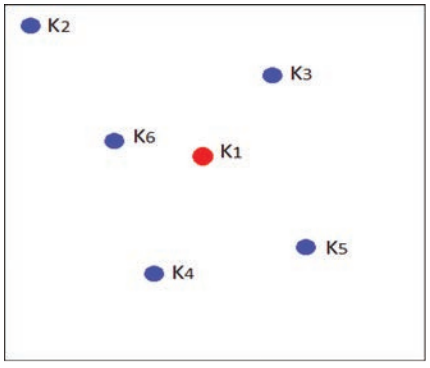



**Рис. 11. Випадкові тестові візуальні стимули**

Для підвищення достовірності експериментальних досліджень ОМС під час використання технології айтрекінгу і виключити можливість передбачення респондентом таких координат точки-стимулу реалізовані спеціальні алгоритми випадкового генерування стимулів:

Алгоритм 1 – з подвійною випадковістю: спочатку випадково задається напрямок зі списку (1,2, ..., 8), потім випадковим чином генеруються всі точки-стимули в цьому напрямку зі списку (1,2,...,*L*).

Алгоритм 2 – із синхронною подвійною випадковістю: випадкова точка-стимул генерується у випадковому напрямку. Таким чином, усі точки генеруються в різних напрямках.

Під час реалізації цих алгоритмів виключається повторне відображення стимулів у координатах, які були згенеровані раніше. Під час виконання програми формується файл протоколу експерименту, в якому зберігається інформація про напрямки, амплітуди стимулів (їх координати), таймінг процесу експериментальних досліджень ОМС. Після отримання набору даних-відгуків ОМС на тестові стимули для подальшої їх обробки відповідно до алгоритму ідентифікації необхідно упорядкувати дані за координатами в кожному напрямку.

На рис. 12 наведено стартове вікно програми «Signal Manager», на рис. 13 – вікно налаштування програми (Settings), сторінки List generation.

*Програма eSmart.* Розроблено програмні засоби для Android-смартфонів, які здійснюють автоматичне розпізнавання зображень об'єктів (обличчя, ока, зіниці) на послідовності кадрів відеореєстрації та обчислення координат зіниці в динаміці процесу руху ока. Важливою особливістю цієї інтелектуальної інформаційної технології є невимогливість до апаратного забезпечення.

Технологія розробки цього застосунку полягає у використанні бібліотеки OpenCV (Open Source Computer Vision Library), за допомогою якої реалізовано алгоритм розпізнавання зіниці ока та здійснюється навчання каскаду Хаара. Для збереження результатів експериментів використовується кросплатформна мобільна база даних Realm IO Firebase Google. Бібліотека FFMpeg використана для роботи з відеофайлами. Для збереження координат зіниці ока у форматі csv та побудови графіків «Координата-Час» застосована графічна бібліотека Android з відкритим вихідним кодом – MPAndroidChart. Реалізована функція згладжування масивів координат за допомогою алгоритму ковзаючого середнього з вибором потрібного рівня згладжування для подальшої обробки масиву даних.

Для пошуку об'єкта на зображенні застосовується метод Віоли-Джонса, в основу якого покладено інтегральне представлення зображення за ознаками Хаара, побудова класифікатора на основі алгоритму адаптивного бустінгу і спосіб комбінування класифікаторів в каскадну структуру. Це дозволяє здійснювати пошук об'єкта на зображенні в режимі реального часу. Програмне забезпечення технології айтрекінгу реалізовано засобами мови Java.

За допомогою програми Signal Manager проводяться експерименти та фіксуються відгуки ОМС на відео, яке піддається обробці за допомогою програми eSmart. Під час обробки відео розбивається на кадри і здійснюється запис координат зіниці ока в окремий файл Excel. На рис. 14 наведені графіки, які побудовано на смартфоні за даними масивів координат *x* і *y* зіниці ока респондента, що отримано під час відстеження руху ока в динаміці. Використовуючи редагування, отримуємо графік, представлений на рис. 15.

**Рис. 12. Стартове вікно програми «Signal Manager»**

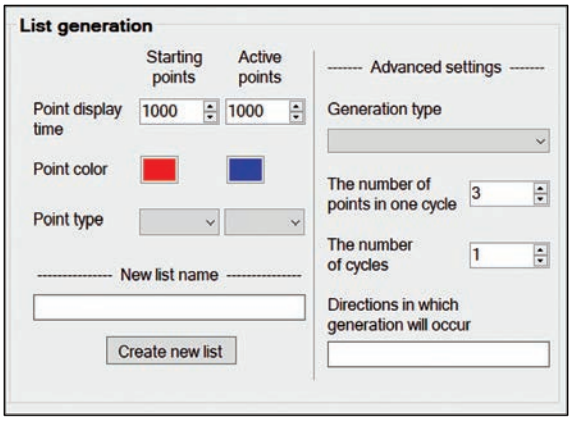



**Рис. 13. Налаштування програми «Signal Manager» (Settings), сторінка List generation**

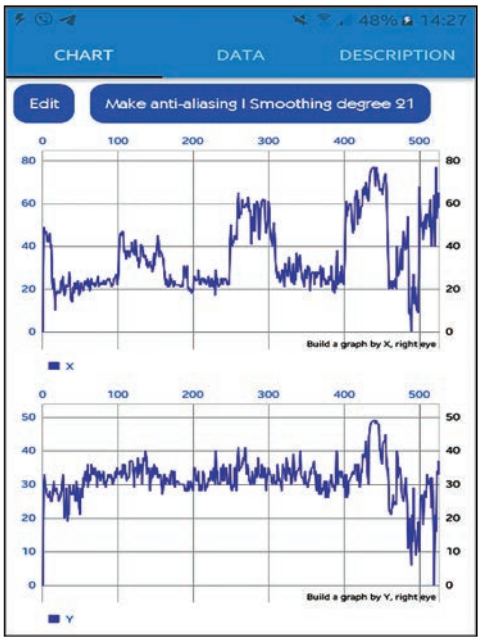



**Рис. 14. Графіки координат x (зверху) та y (знизу)**

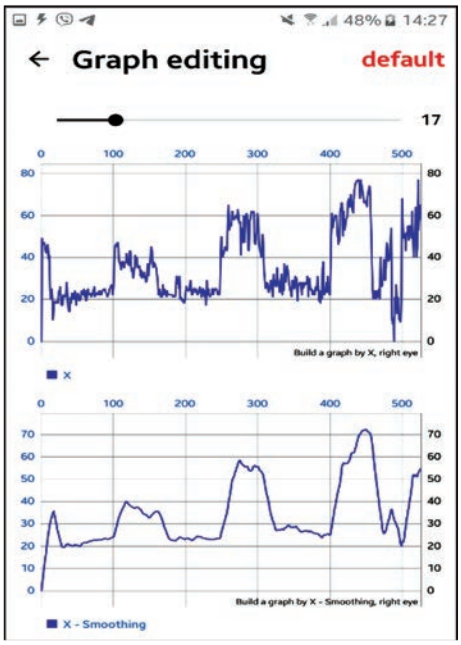



**Рис. 15. Редагування даних відстеження**

За допомогою програми Photoshop визначався центр зіниці ока. Дані, отримані у Photoshop, порівнюються з даними, одержаними за допомогою програми eSmart. Помилка у визначенні центру ока зіниці за допомогою eSmart становить у середньому 1%.

*Програма VolterraApp.* Розроблено інструментальні алгоритмічні та програмні засоби побудови непараметричних динамічних моделей ОМС на основі поліномів Вольтерри у вигляді багатовимірних перехідних функцій. Програма використовує для побудови моделі дані спостережень «вхід-вихід» ОМС, що отримані в процесі айтрекінгу із застосуванням тестових візуальних стимулів.

GUI-інтерфейс програми *VolterraApp* розроблено за допомогою додатка App Designer, який входить до складу ППП Matlab. Інтерфейс містить три вкладки, які включають функції:

– завантаження даних від айтрекера після предобробки;

– налаштування та побудова моделі;

– порівняння відгуків ОМС та моделі (оцінка адекватності моделі).

На рис. 16 наведено GUI програми *VolterraApp* – вікно візуалізації відгуків ОМС та моделі при $N$=1 і $L$=3 у вигляді перехідної функції $\hat{h}_1[m]$ для різних значень амплітуд вхідних сигналів $a_1$, $a_2$, $a_3$.

***Результати ідентифікації ОМС.*** За допомогою розробленого програмного забезпечення здійснено дослідження психофізіологічних станів людини. Експерименти організовано з метою кла-

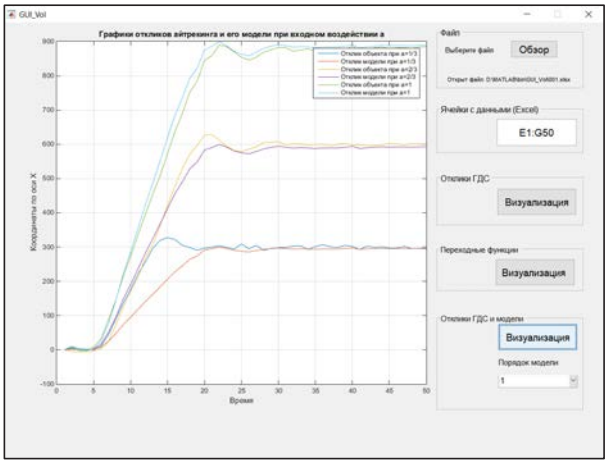
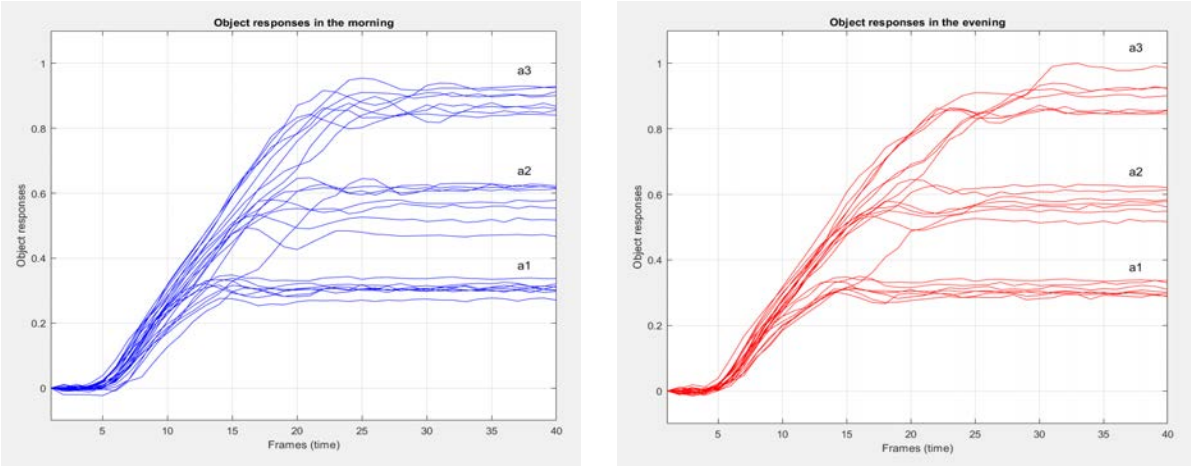



**Рис. 16. GUI програми *VolterraApp* – вікно візуалізації відгуків ОМС та моделі при $N$=1 і $L$=3 для різних значень амплітуд вхідних сигналів $a_1$, $a_2$, $a_3$**

сифікації респондентів (інформантів) за станом втоми. Збір даних полягає у вимірюваннях відгуків ОМС на однакові тестові сигнали, які здійснюються в різний час дня: «Вранці» (до роботи) і «Ввечері» (після роботи). Отримані експериментальні дані від айтрекера за різних амплітуд тестових сигналів «Вранці» і «Ввечері» представлено на рис. 17, *а*, *б*. Усереднені значення відгуків ОМС «Вранці» і «Ввечері» за різних амплітуд тестових сигналів наведено на рис. 17.

За усередненими даними відгуків ОМС на візуальні стимули з різною відстанню від




*а)* *б)*

**Рис. 17. Відгуки ОМС за різних амплітуд тестових сигналів: *а*) – «Вранці»; *б*) – «Ввечері»**

стартової позиції на основі обчислень за формулою (7) визначено перехідні функції ОМС під час використання апроксимаційних моделей різного ступеня $N$ ($N$=1, 2, 3): $\hat{h}_1^{(2)}[m]$ – при $N$=1; $\hat{h}_1^{(2)}[m]$ і $\hat{h}_2^{(2)}[m,m]$ – при $N$=2; $\hat{h}_1^{(3)}[m]$, $\hat{h}_2^{(3)}[m,m]$ і $\hat{h}_3^{(3)}[m,m,m]$ – при $N$=3. Графіки перехідних функцій для станів респондента «Вранці» та «Ввечері» на основі моделі (1) при $N$=1 представлені на рис. 19, при $N$=2 – на рис. 20 та при $N$=3 – на рис. 21. Визначено відгуки за допомогою розрахунків на моделях за різних амплітуд вхідних сигналів для аналогічних станів при $N$=1, 2, 3, графіки яких наводяться у порівнянні з подібними відгуками ОМС на рис. 22–24, відповідно. На рис. 25 приведені графіки розрахованих на моделі відгуків для $N$=3 за різних амплітуд вхідних сигналів «Вранці» і «Ввечері».

***Аналіз варіативності перехідних функцій.*** Мінливість (відхилення) перехідних функцій різних порядків $n$ апроксимаційної моделі ОМС для станів респондента «Вранці» $\hat{h}_{mn}^{(N)}[m]$ та «Ввечері» $\hat{h}_{en}^{(N)}[m]$ кількісно визначається за допомогою показників:

$\sigma_{nN}$ – максимальне відхилення

$$\sigma_{nN} = \max_{m\in[0,M]} \left|\hat{h}_{mn}^{(N)}[m] - \hat{h}_{en}^{(N)}[m]\right|, \qquad (8)$$

$\varepsilon_{nN}$ – нормоване середньоквадратичне відхилення

$$\varepsilon_{nN} = \left( \frac{\sum_{m=0}^{M} \left(\hat{h}_{mn}^{(N)}[m] - \hat{h}_{en}^{(N)}[m]\right)^2}{\sum_{m=0}^{M} \left(\hat{h}_{mn}^{(N)}[m]\right)^2} \right)^{1/2}, \qquad (9)$$

$n = 1,2,\ldots,N.$

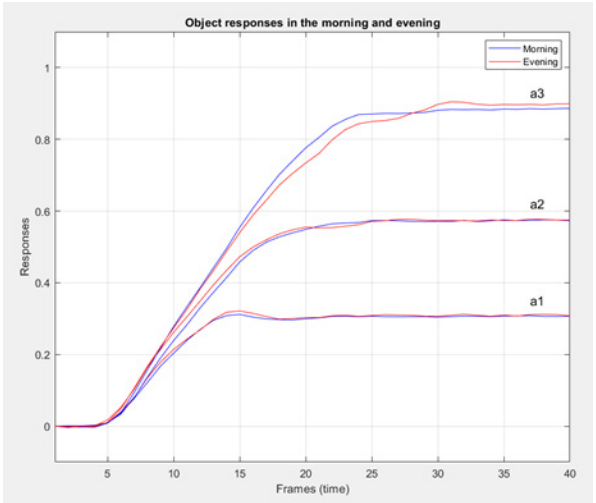



**Рис. 18. Усереднені відгуки ОМС при різних амплітудах тестових сигналів «Вранці» і «Ввечері»**

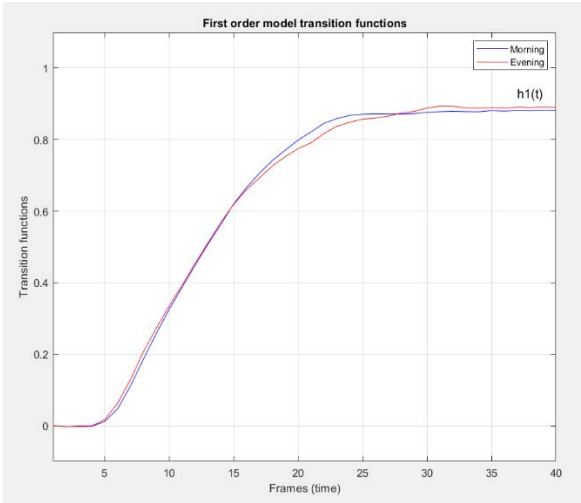



**Рис. 19. Оцінки перехідних функцій ОМС «Вранці» і «Ввечері» за $N$=1**

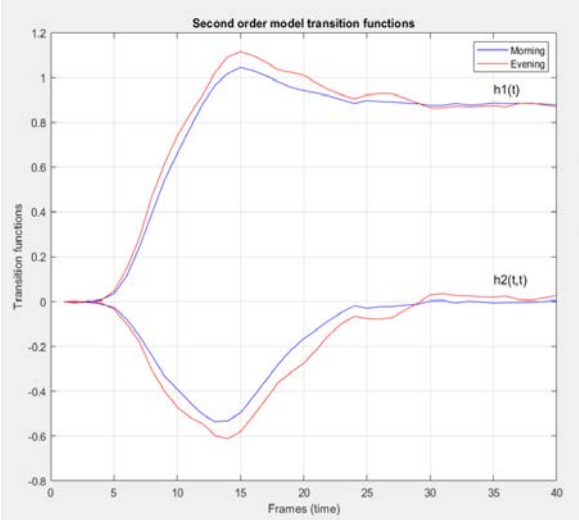



**Рис. 20. Оцінки перехідних функцій ОМС «Вранці» і «Ввечері» за *N*=2**

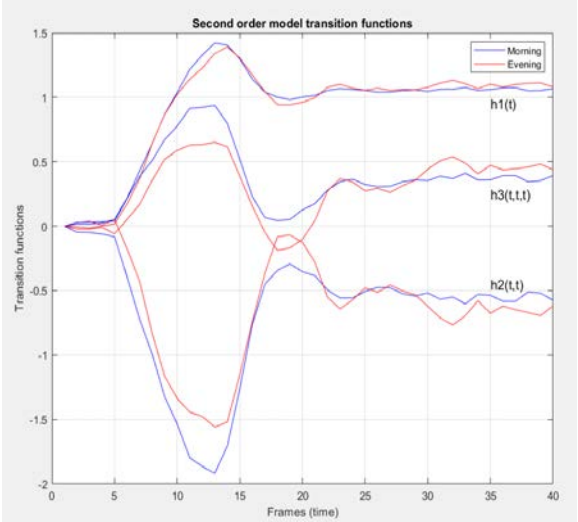



**Рис. 21. Оцінки перехідних функцій ОМС «Вранці» і «Ввечері» за *N*=3**

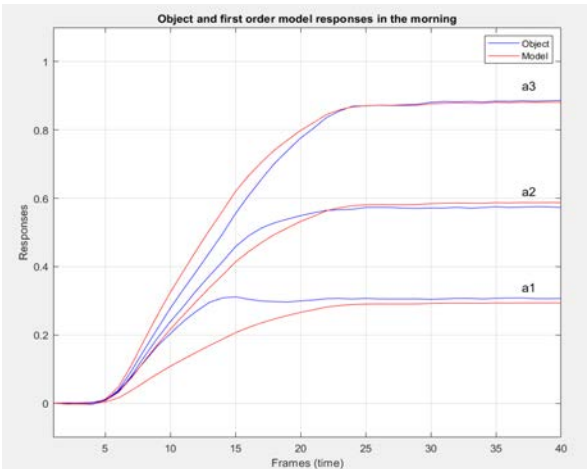



**Рис. 22. Відгуки ОМС та моделі для *N*=1 за різних амплітуд вхідних сигналів «Вранці»**

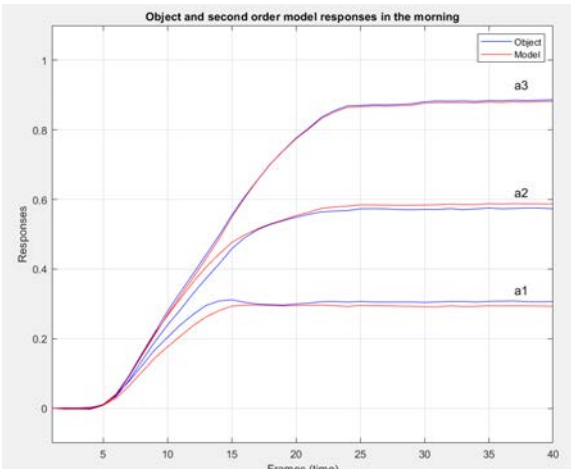



**Рис. 23. Відгуки ОМС та моделі для *N*=2 за різних амплітуд вхідних сигналів «Вранці»**

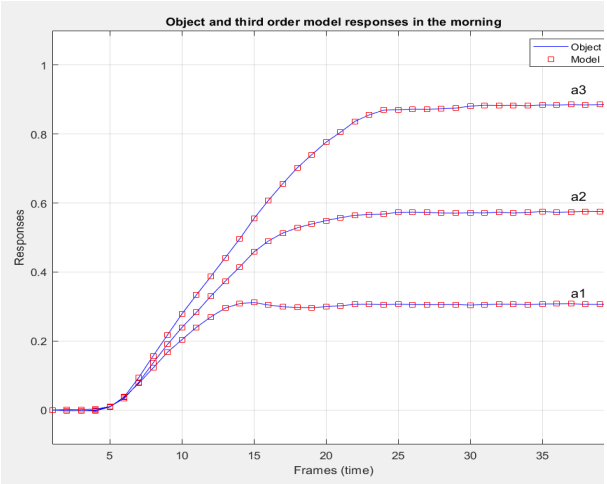



**Рис. 24. Відгуки ОМС та моделі для *N*=3 за різних амплітуд тестових сигналів «Вранці»**

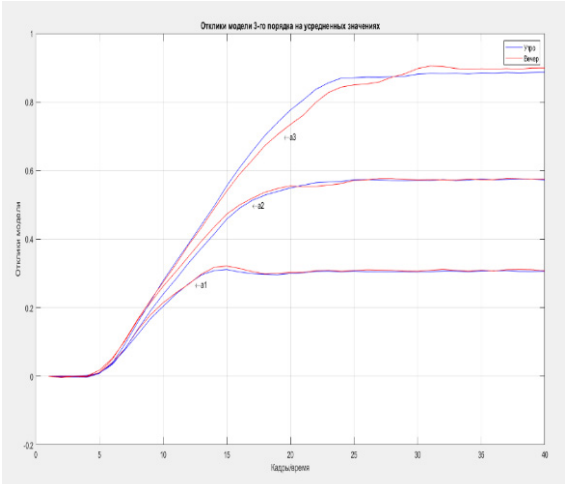


**Рис. 25. Відгуки моделі для *N*=3 за різних амплітуд тестових сигналів «Вранці» і «Ввечері»**

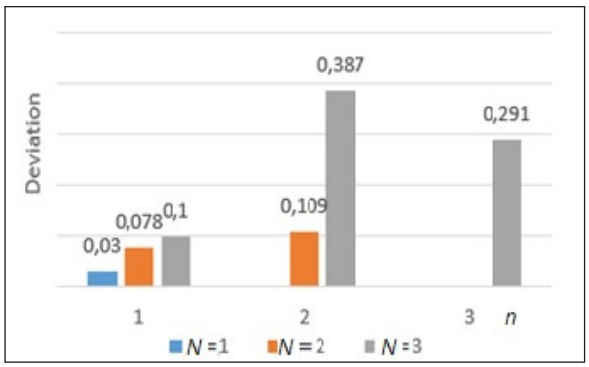



**Рис. 26. Діаграма показників відхилень $\sigma_{nN}$**

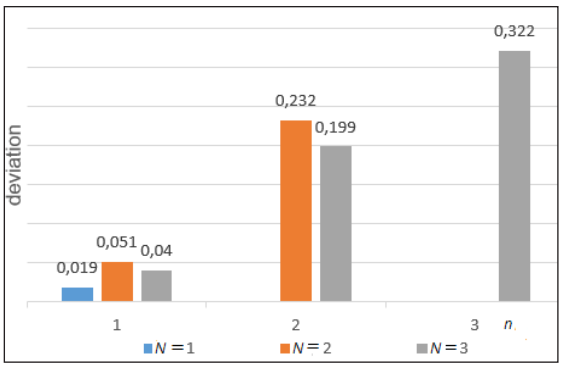



**Рис. 27. Діаграма показників відхилень $\varepsilon_{nN}$**

Показники відхилень перехідних функцій різних порядків *n* моделей ОМС респондентів «Вранці» та «Ввечері» для $N = 1, 2, 3$ наведені в Таблиці 1 і представлені діаграмами на рис. 26 і рис. 27.

Таблиця 1

**Показники відхилень багатовимірних перехідних функцій**

| *N* | $\varepsilon_{1N}$ | $\sigma_{1N}$ | $\varepsilon_{2N}$ | $\sigma_{2N}$ | $\varepsilon_{3N}$ | $\sigma_{3N}$ |
|---|---|---|---|---|---|---|
| 1 | 0.019 | 0.03 | – | – | – | – |
| 2 | 0.051 | 0.078 | 0.232 | 0.109 | – | – |
| 3 | 0.04 | 0.1 | 0.199 | 0.387 | 0.322 | 0.291 |

Як можна бачити на рис. 26 та 27, отримані перехідні функції першого порядку для станів «Вранці» та «Ввечері» майже не залежать від стану індивіда. Однак діагональні перетини перехідних функцій другого і третього порядку істотно змінюється за величиною. Отже, вони можуть ефективно використовуватися як основне джерело початкових даних під час побудови класифікаторів психофізіологічних станів людини за допомогою машинного навчання.

**Висновки.** Розроблено інструментальні алгоритмічні та програмні засоби побудови непараметричної динамічної моделі окуломоторної системи людини з урахуванням її інерційних і нелінійних властивостей на основі даних експериментальних досліджень «вхід-вихід» із використанням технології айтрекінгу. При цьому застосовується модель Вольтерри у вигляді багатовимірних перехідних функцій.

Розв'язано такі завдання:

1. Обґрунтовано застосування методу ідентифікації ОМС на основі моделі Вольтерри у вигляді багатовимірних перехідних функцій із використанням тестових візуальних стимулів із різними відстанями від стартової позиції – ступінчастих функцій різної амплітуди.
2. Розроблено інформаційну технологію отримання експериментальних даних для ідентифікації ОМС за допомогою тестових візуальних стимулів та застосування айтрекінгу для відстеження при цьому відповідних рухів ока.
3. Розроблено в системі Matlab програмні засоби ідентифікації ОМС на основі поліномів Вольтерри у вигляді багатовимірних перехідних функцій за даними айтрекінгу.
4. Виконано експериментальні дослідження ОМС за допомогою технології айтрекінгу та визначено на основі даних окулографічних досліджень перехідні функції першого, другого та третього порядків. Дослідження ОМС за допомогою отриманих перехідних функцій засобами комп'ютерного моделювання підтверджують адекватність побудованої апроксимаційної моделі реальній системі.
5. Здійснено аналіз варіативності перехідних функцій, що відповідають різним психофізіологічним станам індивіда (станам втоми). Установлено, що діагональні перетини перехідних функцій другого і третього порядку щодо перехідних функцій першого порядку для станів втоми істотно змінюється за величиною. Таким чином, їх можна використовувати як джерела даних під час формування просторів діагностичних ознак для побудови класифікаторів психофізіологічних станів людини.

**Список літератури:**

1. Kepler J. Biomechanical Modelling of the Human Eye. Netzwerkfür Forschung, Lehreund Praxis, Linz, 2004. 231 p.
2. Айтрекинг в психологической науке и практике / Отв. ред. В.А. Барабанщиков. Москва : Когито-Центр, 2015. 410 с.
3. Барабанщиков В.А., Жегалло А.В. Регистрация и анализ направленности взора человека. Москва : ИП РАН, 2013.

4. Барабанщиков В. А., Жегалло А. В. Методы регистрации движений глаз в психологии: основы учебно-методического комплекса. *Экспериментальная психология.* 2014. № 1. С. 132–137.

5. Jansson D., Medvedev A., Axelson H., Nyholm D. Stochastic anomaly detection in eye-tracking data for quantification of motor symptoms in Parkinson's disease. *Advances in Experimental Medicine and Biology*. 2015. 823 P. 63–82. DOI: 10.1007/978-3-319-10984-8_4

6. Jansson D., Rosén O., Medvedev A. Parametric and nonparametric analysis of eye-tracking data by anomaly detection, IEEE Transaction control system technology, 23, 2015, pp. 1578–1586.

7. Bro V., Medvedev A. Nonlinear dynamics of the human smooth pursuit system in health and disease: model structure and parameter estimation, IEEE 56th Annual Conference on Decision and Control, (Melbourne) 4692–4697, 2017.

8. Rigas I., Komogortsev O., Shadmehr R. Biometric recognition via the complex eye movement behavior and the incorporation of saccadic vigor and acceleration cues, ACM Trans. on Applied Perception, 2016, 13 (2), pp.1-21.

9. Doyle F.J., Pearson R.K., Ogunnaike B.A. Identification and control using Volterra models, Germany: Springer Publ., 2002, 314 p.

10. Pavlenko V., Milosz M., Dzienkowski M. Identification of the oculo-motor system based on the Volterra model using eye tracking technology // 4th Int. Conf. on Applied Physics, Simulation and Computing (APSAC 2020) 23–25 May 2020, Rome, Italy // *Journal of Physics: Conference Series* Vol. 1603, 2020. IOP Publishing, 2020. P. 1–8. doi:10.1088/1742-6596/1603/1/012011

11. Pavlenko V., Salata D., Dombrovskyi M., Maksymenko Yu. Estimation of the Multidimensional Transient Functions Oculo-Motor System of Human // Mathematical Methods and Computational Techniques in Science and Engineering: AIP Conf. Proc. MMCTSE 2017, Cambridge, UK, 24–26 February 2017. Vol. 1872. Melville, New York, 2017. 020014-1–020014-8; doi: 10.1063/1.4996671. Published by AIP Publishing. 978-0-7354-1552-2. P. 110-117.

12. Pavlenko V.D. Identification of a Oculo-Motor System Human Based on Volterra Kernels / *International Journal of Biology and Biomedical Engineering*. 2017. Vol. 11. 121–126.

13. El Haj M., Coello Y., Kapogiannis D., Gallouj K., Antoine P. Negative prospective memory in Alzheimer's Disease: do not perform that action. Journal of Alzheimer's Disease. 2018. 61(2), pp. 663–672. doi: 10.3233/JAD-170807.

14. Corveleyn X., Blampain J., Ott L., Lavenu I., Delayen C., Di Pastena A., Coello Y. Body-centred and object-centred motor imagery in Alzheimer disease Current Alzheimer Research. 2018. 15 (3). doi: 10.2174/156720 504666171030105720.

15. Wamain Y., Corveleyn X., Ott L., Coello Y. Does the motor system contribute to the perception of changes in objects visual attributes? The neural dynamics of sensory binding by action. Neuropsychologia. 2019. 132. 107121, doi: org/10.1016/j.neuropsychologia.2019.107121

16. Daoudi M., Coello M., Desrosiers P., Ott L. A New Computational Approach to Identify Human Social Intention in Action. In the 13th IEEE International Conference on Automatic Face & Gesture Recognition. FG 2018. Xi'an. China on May 15–19. 2018.

17. Quesque F., Mignon A., Coello Y. Cooperative and competitive contexts do not modify the effect of social intention on motor action. Consciousness and Cognition, 2017, 56, pp. 91–99. doi: 10.1016/j.concog. 2017.06.011.

18. Lanata L., Sebastian, Di Gruttola F., Di Modica S., Scilingo E.P., Greco1 A. Nonlinear Analysis of Eye-Tracking Information for Motor Imagery Assessments. Frontiers in Neuroscience. 2020. 13:1431 doi: 10.3389/ fnins.2019.01431.

19. Gueugneau N., Crognier L., Papaxanthis C. The influence of eye movements on the temporal features of executed and imagined arm movements. Brain Research. 1187. 2008. pp. 95–102.

20. Guillot A., Collet C. Duration of mentally simulated movement: A review. Journal of Motor Behaviour. 2005. 37. pp. 10–20.

21. Guillot A., Collet C. Construction of the motor imagery integrative model in sport: A review and theoretical investigation of motor imagery use," International Review of Sport and Exercise Psychology. 1. 2008. pp. 32–44.

22. Guillot A., Collet C., Nguyen V. A., Malouin F., Richards C., Doyon J. Functional neuroanatomical networks associated with expertise in motor imagery ability. Neuroimage. 41. 2008. pp. 1471–1483.

23. Guillot A., Louis M., Collet C. Neurophysiological substrates of motor imagery ability. In A. Guillot and C. Collet (Eds). The neurophysiological foundations of mental and motor imagery. 2010. pp. 109–124. Oxford University Press.

24. Павленко В.Д., Шаманіна Т.В. Побудова моделі Вольтерри око-рухової системи людини на основі даних айтрекінгу. *Вісник НТУ «ХПІ». Тем. вип.: Інформатика і моделювання*. 2020. № 1 (3). С. 15–29.

25. Pavlenko V., Pavlenko S. Deterministic identification methods for nonlinear dynamical systems based on the Volterra model. *Applied Aspects of Information Technology.* 2018. 01(01). pp. 9–29.

26. Pavlenko V. Identification of Systems using Volterra Model in Time and Frequency Domain. In book: «Advanced Data Acquisition and Intelligent Data Processing». Chapter 10. V. Haasz and K. Madani (Eds.). River Publishers. 2014. pp. 233–270. ISBN 978-87-93102-73-6.

**Shamanina T.V., Pavlenko V.D. TOOLS OF IDENTIFICATON OF THE HUMAN OCULO-MOTOR SYSTEM BASED ON THE VOLTERRA MODEL USING EYE-TRACKING TECHNOLOGY**

*Instrumental algorithmic and software tools for constructing a non-parametric dynamic model of the human oculomotor system (OMS) based on its inertial and nonlinear properties based on the data of experimental studies «input-output» using innovative eye-tracking technology have been developed. The polynomial Volterra model in the form of multidimensional transient functions is used. The information technology of obtaining experimental data for the identification of OMS with the help of test visual stimuli and the use of eye-tracking technology to track the corresponding eye movements has been developed. The Signal Manager program has been developed to generate test visual stimuli (bright spots) that are displayed on the computer monitor screen in the specified coordinates. Software eSmart has been developed to determine the coordinates of the pupil of the eye in the video frames obtained during the eye-tracking process on an Android smartphone. The implementation of the computational algorithm for the identification of OMS in the form of transient functions was carried out using the Matlab program.*

*Experimental studies of OMS were performed using eye-tracking technology and the transition functions of the first, second and third orders were determined on the basis of oculographic studies. Studies of local self-government with the help of the obtained transient functions by means of computer modeling confirm the adequacy of the constructed approximation model to the real system.*

*The analysis of variability of transitional functions corresponding to different psychophysiological states of the individual (states of fatigue) is carried out. It is established that the diagonal intersections of the transition functions of the second and third order with respect to the transition functions of the first order for states of fatigue vary significantly in magnitude. They can be used as a source of initial data in the formation of the space of diagnostic features for the construction of classifiers of psychophysiological states of man with the help of machine learning. The developed software tools should be used in diagnostic research in the field of neuroscience and psychology.*

***Key words:*** *oculomotor system, the identification, the Volterra model, multidimensional transient functions, test visual stimuli, eye-tracking technology, eye-tracker on Android-smartphone, the classifier of psychophysiological states of man, neuroscience, psychology.*