



DOI: 10.5604/20830157.1159331

## ZASTOSOWANIA ANALIZY RUCHU OCZU W DIAGNOSTYCE CHORÓB NEURODEGENERACYJNYCH

**Magdalena Borys**

Politechnika Lubelska, Instytut Informatyki

**Streszczenie.** Badania okulograficzne są nieinwazyjne, a sprzęt okulograficzny coraz bardziej dostępny, dlatego też rośnie jego popularność w diagnostyce medycznej oraz innych obszarach zastosowań. Artykuł prezentuje możliwości dotyczący zastosowania badań okulograficznych w diagnostyce chorób neurodegeneracyjnych takich jak Parkinson, czy Alzheimer. Autorka koncentruje się na przedstawieniu charakterystyki badania okulograficznego, modelu detekcji podstawowych zdarzeń takich jak fiksacje i sakkady, a także na przykładach badań zaburzeń okoruchowych w wybranych chorobach neurodegeneracyjnych.

**Słowa kluczowe:** eye tracking, przetwarzanie sygnałów biomedycznych, diagnostyka wspierana komputerowo

## ЗАСТАСУВАННЯ АНАЛІЗУ РУХУ ОЧЕЙ В ДІАГНОСТИЦІ НЕЙРОДЕГЕНЕРАТИВНИХ ЗАХВОРЮВАНЬ

**Анотація.** Дослідження окулографічні є неінвазивними, а окулографічне обладнання стає більш доступним і тому підвищується його популярність в медичній діагностиці та інших галузях. В статті наведено приклади для використання результатів окулографічних досліджень у діагностиці нейродегенеративних захворювань, таких як хвороба Паркінсона або Альцгеймера. Авторка звертає увагу на характеристики окулографічних досліджень, на моделі виявлення основних подій, таких як фіксація і саккади, а також на прикладах досліджень окорухових розладів, обраних нейродегенеративних захворювань

**Ключові слова:** eye tracking, біомедична обробка сигналів, комп'ютерна діагностика

## EYE-TRACKING IN DIAGNOSIS OF NEURODEGENERATIVE DISEASE

**Abstract.** Eye-tracking allows for non-invasive examination and the same eyetrackers are becoming more available, thus its popularity in medical diagnosis and other fields of application is increasing. The paper presents the possibilities for using eye-tracking in the diagnosis neurodegenerative disease such as Parkinson or Alzheimer diseases. The autor describes the exetracking experiment, the model of fixations and saccades detection, as well as the selected examples of eye-tracking research conducted among patients with neurodegenerative diseases.

**Keywords:** eye tracking, biomedical signal processing, computer aided diagnosis

### Wstęp

Choroby neurodegeneracyjne są istotnym problemem nie tylko medycznym, lecz także społecznym i ekonomicznym. Wraz ze starzeniem się społeczeństwa, częstość występowania chorób neurodegeneracyjnych, takich jak choroba Alzheimera czy choroba Parkinsona, się zwiększa.

Za ruch gałek ocznych oraz kontrolę wzroku odpowiedzialne są: kresomózgowie, pień mózgu oraz mózdzek. Jakiegokolwiek zmiany w tych częściach mózgu, wpływają na funkcje okulomotoryczne człowieka. Dlatego też analiza ruchu oczu umożliwia weryfikację sprawności ośrodkowego układu nerwowego, a zaburzenia ruchu oczu mogą wskazywać na obecność neurodegeneracji. Część zaburzeń ruchu oczu występuje we wczesnym etapie choroby, na przykład przed problemami z pamięcią w chorobie Alzheimera lub problemami ruchowymi w przypadku choroby Parkinsona, dlatego też tak ważna jest ich identyfikacja.

Urządzenia, które umożliwiają rejestrację aktywności wzrokowej człowieka, nazywane są eye-trackerami, czy też okuloграфami (od łac. oculus, czyli oko), zaś same badania badaniami eye-trackingowymi lub okuloграфicznymi. Najczęściej w badaniach wykorzystywane są okuloграфы optyczne pozwalające na bezkontaktowe metody pomiaru ruchu oka lub oczu. Nieinwazyjność metody pomiaru ma bardzo duże znaczenie, ponieważ pozwala na przeprowadzenie badania u osób w dowolnym wieku oraz o różnym stopniu zaawansowania choroby.

Badań okuloграфicznych w medycynie wykorzystywane są od wielu lat [9]. W diagnostyce chorób neurodegeneracyjnych badanie te użyteczne są głównie we wczesnym etapie choroby. Co więcej, stanowią istotny dodatek do badań klinicznych – dostarczają cennych informacji na temat zaawansowania choroby, są stosowane do śledzenia postępu lub regresu choroby w czasie, a nawet jako element obiektywnej oceny skuteczności podjętej terapii.

### Вступ

Нейродегенеративні захворювання є серйозною проблемою не тільки медичною, а й соціальною та економічною. В умовах старіння населення, частота нейродегенеративних захворювань, таких як хвороба Альцгеймера або Паркінсона зростає.

За рух очних яблук і контролювання зору відповідають: головний мозок, стовбур головного мозку і мозочок. Будь-які зміни в цих частинах мозку, впливають на окуломоторні функції людини. Таким чином, аналіз руху очей дозволяє перевірити ефективність роботи центральної нервової системи, а розлади руху очей можуть вказувати на наявність нейродегенерації. Частина рухових розладів очей вказує на ранню стадію захворювання, наприклад, перед проблемами з пам'яттю при хворобі Альцгеймера, або проблемами руху при хворобі Паркінсона, і тому важливо їх ідентифікувати.

Пристрої, які дозволяють реєстрацію діяльності людського зору називаються eye tracker-ами, або окулографами (від лат. oculus, або око), а саме дослідження називається дослідженням eye tracking або окулографічним. Найчастіше в дослідженнях використовуються оптичні окулографи, які дозволяють безконтактний метод вимірювання руху ока або очей. Неінвазивність методу вимірювання є дуже важливою, тому що дозволяє діагностувати людей будь-якого віку і з різним ступенем тяжкості захворювання.

Окулографічні дослідження використовуються в медицині протягом багатьох років [9]. У діагностиці нейродегенеративних захворювань, ці дослідження використовуються, в основному, в початковій стадії хвороби. Більш того, це важливе доповнення до циклічних досліджень - дають цінну інформацію про тяжкість захворювання, використовуються для відстеження прогресу або регресу захворювання в часі, і навіть, як елемент об'єктивної оцінки ефективності терапії.

Pojawiają się również nowe metody diagnozy chorób neurodegeneracyjnych, które łączy badania ruchu oczu z innymi metodami diagnozy. Przykładem może być wykorzystanie eyetrackera i systemu wykrywania ruchu do badania koordynacji wzrokowo-motorycznej [16].

## 1. Badanie okulograficzne

Jakość danych otrzymanych w badaniu okulograficznych w głównej mierze zależy od właściwości sprzętu, za pomocą którego wykonywane jest badanie. Do najważniejszych właściwości eye-trackersów należy częstotliwość próbkowania (rozdzielczość czasowa), precyzja i dokładność pomiaru (rozdzielczość przestrzenna) oraz opóźnienie urządzenia.

### 1.1. Urządzenia pomiarowe

Ze względu na metodę śledzenia ruchu oka współczesne okuloграфы można podzielić na następujące kategorie [2]:

- system z soczewkami twardówkowymi i cewką (ang. scleral contact lens/search coil),
- elektrookulograf (ang. electrooculography, EOG),
- system oparty o obraz wideo (ang. video-oculography, VOG),
- system oparty o obraz wideo ze źrenicą i odbiciem rogówkowym (ang. video-based combined pupil/corneal reflection).

Ze względu na podobną charakterystykę, wiele źródeł klasyfikuje okuloграфы oparte o sam obraz wideo oraz o obraz wideo ze źrenicą i odbiciem rogówkowym pod wspólną nazwą okuloграфów optycznych [11].

System z soczewkami twardówkowymi i cewką oparty jest o pomiar napięcia indukcji elektromagnetycznej. Wymaga on założenia na oko badanego soczewki kontaktowej z zatopioną w niej cewką odbiorczą oraz prowadzenia badań w pomieszczeniu laboratoryjnym, w którym zainstalowane jest pierwotne uzwojenie transformatora. Okuloграфы tego typu wykorzystywane są głównie do badań wymagających dużej precyzji pomiaru [11]. Mimo, że metoda ta jest najbardziej precyzyjną metodą pomiarów ruchów oka, niemniej jest to również najbardziej inwazyjna metoda. Dodatkowo zastosowanie specjalnych soczewek kontaktowych może powodować opóźnienia sakkad u osób badanych [2].

Elektrookulograf wykorzystuje potencjał elektryczny skóry mierzony przy pomocy elektrod umieszczonych w pobliżu oczu. Oko, ze względu na swoją budowę, można uznać za dipol elektryczny, a więc ruch oka wywołany poruszeniem mięśni oka, wywołuje zmianę biopotencjałów. Metoda ta umożliwia pomiar o wysokiej częstotliwości próbkowania, ale dokładność pomiaru jest niska [4]. Stosowana jest głównie w diagnostyce okulistycznej oraz w badaniach elektroencefalograficznych do identyfikacji zakłóceń związanych z ruchami oczu/powiek.

W systemach opartych o obraz wideo pomiar ruchu oka realizowany jest na podstawie nagrania wideo lub zdjęć oczu. Wybrane, widoczne atrybuty oka, takie jak kształt źrenicy, krawędź tęczęwki, czy punkty odbicia na rogówce źródła światła, są mierzone klatka po klatce, a następnie przekształcane na pozycję oka. System VOG może być zbudowany ze zwykłej kamery internetowej, niemniej częstotliwość pomiaru danych będzie wtedy zależna od szybkości rejestracji obrazu, rozdzielczości kamery, jak i warunków oświetlenia. Parametry uzyskane tą metodą to około  $0,5^\circ$  rozdzielczości przestrzennej i częstotliwość próbkowania do 50Hz, co pozwala określić położenia punktu fiksacji wzroku w przestrzeni. W przypadku konieczności uzyskania większej rozdzielczości przestrzennej wymagane jest unieruchomienie głowy [11], tym samym zastosowanie tej metody jest ograniczone.

Aby uzyskać lepsze parametry pomiaru stosowane są systemy oparte o obraz wideo ze źrenicą i odbiciem rogówkowym. W metodzie tej badane jest położenie punktów odbicia światła (najczęściej w podczerwieni lub bliskiej podczerwieni) na rogówce względem środka źrenicy (rys. 1), następnie położenie to jest przekształcane na pozycję oka w przestrzeni. Identyfikacja

Є також нові методи діагностики нейродегенеративних захворювань, які пов'язують дослідження руху очей з іншими методами діагностики. Прикладом може служити використання eye trackera і системи виявлення руху для тестування зорово-моторної координації [16].

## 1. Дослідження окулографічне

Якість отриманих даних у окулографічному дослідженні в значній мірі залежать від властивостей обладнання, за допомогою якого виконується дослідження. Найбільш важливими властивостями eye tracking є частота дискретизації (подільність часу), точність вимірювань (просторова подільність) і затримка пристрою.

### 1.1. Вимірювальні прилади

З погляду на спосіб відстеження руху очей сучасні окулографы можна розділити на наступні категорії [2]:

- система з склеральними контактними лінзами і котушкою (англ. scleral contact lens/search coil),
- електроокулограф (англ. electrooculography, EOG),
- відео-окулографія (англ. video-oculography, VOG),
- система на основі відео з зіницею і відображенням рогівки (англ. video-based combined pupil/corneal reflection).

З погляду на подібну характеристику, багато джерел класифікують відео-окулографы та окулографы на основі відео з зіницею і відображенням рогівки під спільною назвою оптичні окулографы [11].

Система з склеральними контактними лінзами і котушкою опирається на вимірюванні напруги електромагнітної індукції. Вимагає накладання на око досліджуваного контактної лінзи з вбудованою в неї котушкою і проведення досліджень в лабораторному приміщенні, де вона встановлена на первинній обмотці трансформатора. Окулографы цього типу використовуються в основному для досліджень, що вимагають високої точності вимірювань [11]. Цей метод є найбільш точним методом вимірювання руху очей, але найбільш інвазивним. Крім того, використання спеціальних контактних лінз може привести до затримок саккад у досліджуваних осіб [2].

Електроокулограф використовує електричний потенціал шкіри вимірюваний за допомогою електродів, розміщених біля очей. Око, з погляду на структуру, можна розглядати як електричний диполь, і так рух очей, викликаний рухом очних м'язів, викликає обмін біопотенціалів. Цей метод дозволяє вимірювання з високою частотою дискретизації, але низькою точністю вимірювань [4]. В основному використовується в очній діагностиці і при електрофізіологічних дослідженнях для виявлення порушень, пов'язаних з рухами очей/повік.

У системах, заснованих на відео зображенні, вимірювання руху очей здійснюється на основі відеозйомки або фотографування очей. Вибрані видимі ознаки ока, такі як форма зіниці, край райдужної оболонки або точки відображення джерела світла на рогівці вимірюються кадр за кадром, а потім перетворюються в позицію ока. Система VOG може бути побудована із звичайної веб-камери, але частота даних вимірювань буде залежати від швидкості відеозапису, роздільної здатності камери і умов освітлення. Параметри, отримані за допомогою цього методу складають близько  $0,5^\circ$  коефіцієнту просторового дозволу і частоти дискретизації до 50 Гц, що дозволяє визначити положення пункту фіксації в просторі. Якщо необхідно отримати більш високу просторову роздільну здатність потрібно знерухомити голову [11], таким чином, використання методу обмежується.

Щоб отримати кращі параметри вимірювання використовуються системи на основі відео з зіницею і відображенням рогівки. У цьому способі, досліджують розташування точок відбиття світла (зазвичай інфрачервоного або наближеного

punktów odbicia światła, nazywanych obrazami Purkiniego, precyzuje rejestrację ruchu oka. Okulografy tej kategorii pozwalają osiągnąć do 0,2ms rozdzielczości czasowej (500Hz) przy rozdzielczości przestrzennej (wg wskazań producentów) od 0,1° do 1° bez unieruchomienia głowy. Niemniej tak wysoka rozdzielczość przestrzenna może być osiągnięta jedynie dla pomiaru ruchu oka w osi poziomej, ponieważ pomiar ruchu w osi pionowej jest silnie zakłócany przez ruch powiek [11].



Rys. 1. Zdjęcie lewego oka wykonane eyetrackerem SMI Eye Tracking Glasses 2.0 z wyraźnie zaznaczoną czarną źrenicą oraz odbiciami na rogówce 6 źródeł światła  
Мал. 1. Фото лівого ока зроблене eye trackerem SMI Eye Tracking Glasses 2.0 з чітко зазначеною чорною зіницею і відбитими на рогівці 6 джерелами світла

Obecnie okulografy wykorzystujące podczerwień używane są w trzech formach aparatów – eyetrackera nagłownego (ang. head-mounted eyetracker), systemu zdalnego (ang. remote eyetracker) oraz ultraszybkiego eyetrackera wymagającego stabilizacji głowy (ang. tower-mounted eyetracker). W większości tych systemów, aby powiązać pozycję oczu z bodźcem wizualnym konieczne jest przeprowadzenie procesu kalibracji dla każdego uczestnika badania indywidualnie.

## 1.2. Personel

Prowadzenie badań w celach diagnostycznych oznacza, że pomiar musi być możliwy do wykonania w każdych warunkach – w przychodni, szpitalu, czy domu pacjenta. Oznacza to również, że osoba wykonująca badanie nie będzie ekspertem w dziedzinie pomiaru ruchu oka [2], dlatego też obsługa okulografu, jak i protokół badania powinny być na tyle proste, aby badanie mógł przeprowadzić technik medyczny lub pielęgniarka, i tylko w nielicznych przypadkach lekarz.

System pomiarowy powinien automatycznie przeprowadzić wszystkie niezbędne regulacje tak, aby zapewnić odpowiednią jakość mierzonego sygnału. Również analiza uzyskanego w ten sposób sygnału powinna być przeprowadzona automatycznie.

## 1.3. Ruchy oczu

Ruchy oka możemy podzielić na ruchy przemieszczające spojrzenie oraz utrzymujące spojrzenie. W badaniach eyetrackingowych spośród ruchów przemieszczających spojrzenie jako istotne wyróżnia się sakkady oraz wolne ruchy śledzenia, zaś wśród ruchów utrzymujących spojrzenie fiksacje i związane z nimi mikroruchy. Ogólna charakterystyka wybranych ruchów oka została przedstawiona w tab. 1. Parametry te są na tyle istotne, że determinują wybór okulografu, który umożliwi rejestrowanie danych z odpowiednią rozdzielczością czasową i przestrzenną.

Sakkady, czy też ruchy skokowe, to szybkie, skojarzone ruchy gałek ocznych przemieszczające obraz obiektu (bodźca wizualnego) z obwodowej części siatkówki do jej centrum, aby był on lepiej widziany. W czasie wykonywania ruchu skokowego nie jest możliwe widzenie ani zmiana zaplanowanej wcześniej trajektorii [5]. Sakkady charakteryzują się krótkim czasem trwania oraz dużą amplitudą, przy czym amplituda jest sakkady jest ściśle związana z prędkością ruchu (rys. 2).

do infraczerwonego) na rogówce z oglądu na centr zniці (мал. 1), потім це положення змінюють на положення ока в просторі. Ідентифікація точок відбиття світла, відома як зображення Пуркіньє, стверджує реєстрацію руху очей. Окулографи цієї категорії дозволяють досягти до 0,2мс часової подільності (500Гц) з просторовою подільністю (згідно показників виробника) від 0,1° до 1° без знеруомлення голови. Однак така висока просторова подільність може бути досягнута тільки для вимірювання руху очей по горизонтальній осі, а вимірювання вертикального руху осі сильно змінюється через рух повік [11].

Табела 1. Характеристика вибраних рухів ока (на основі [4])  
Таблиця 1. Характеристики вибраних рухів очей (на основі [4])

Rodzaj ruchu Різновид руху	Czas trwania Тривалість	Amplituda Амплітуда	Prędkość Швидкість
Sakkada Саккади	30-80 ms	4-20°	30-500°/s
Wolne ruchy śledzenia Повільні рухи стеження	-	-	10-30°/s
Fiksacja Фіксація	100-300 ms	-	-
Mikrosakady Мікросаккади	10-30 ms	10-40°	15-50°/s
Mikrodrganie (Tremor) Мікродремтіння (Тремтіння)	-	-	20°/s
Mikrodrift Мікродрифт	200-1000	1-60°	6-25°/s
Mgugnięcie Моргання	75-425ms	-	-

В даний час окулографи, які використовують інфрачервоне світло використовуються в трьох формах апаратів - (англ. *remote eyetracker*), дистанційної системи (англ. *remote eyetracker*) і ультрашвидкого eye tracker, який вимагає стабілізації голови (англ. *tower-mounted eyetracker*). У більшості цих систем, щоб пов'язати положення очей з візуальним стимулом необхідно виконати процес калібрування, окремо для кожного учасника дослідження.

## 1.2. Персонал

Проведення досліджень в діагностичних цілях означає, що вимірювання можливо виконати в будь-яких умовах - в поліклініці, лікарні чи вдома у пацієнта. Це також означає, що людина, яка виконує процедуру не буде експертом в галузі вимірювання руху очей [2], отже, обслуговування окулографа, як і протокол дослідження повинні бути досить простими, щоб була можливість проведення дослідження медичним працівником або медсестрою, і тільки в деяких випадках лікарем.

Вимірювальна система повинна автоматично зробити всі необхідні корективи, щоб забезпечити якість вимірюного сигналу. Крім того, аналіз отриманого таким чином сигналу повинен здійснюватися автоматично.

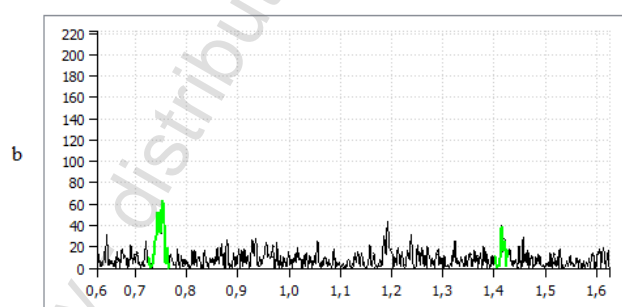
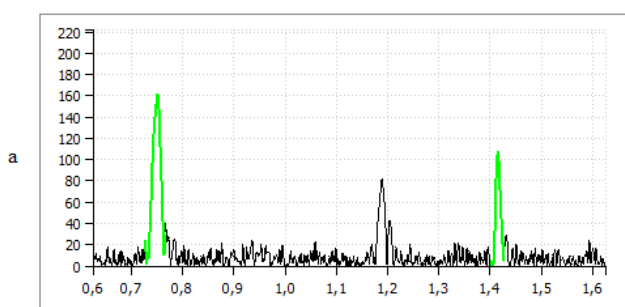
## 1.3. Рухи очей

Рухи очей можемо поділити на рухи, які переводять погляд і утримують погляд. У дослідженні eye tracking серед рухів переміщуючих погляд, в якості важливих, виділяються саккади і повільні рухи стеження, серед рухів утримуючих погляд, фіксація і пов'язані з нею мікро-рухи. Загальні характеристики обраних рухів очей показані в табл. 1. Ці параметри є досить суттєвими, адже визначають вибір окулографа, що дозволяє реєстрацію даних з достатнім часовим і просторовим дозволом.

Саккади, або різкі рухи, це швидкі, пов'язані рухи очних яблук, що переміщують зображення об'єкта (візуальний стимул) з периферійних частин сітківки в центр, щоб, його було краще видно. Під час виконання різкого руху неможливо побачити або змінити заплановану траєкторію [5]. Саккади характеризуються короткою тривалістю і великою амплітудою, яка тісно пов'язана зі швидкістю руху (мал. 2).

Wolne ruchy śledzenia to płynne, skojarzone ruchy gałek ocznych, których zadaniem jest zapobieganie rozmyciu obrazu obiektu, który wolno poruszającego się na tle otoczenia. Prędkość oka podczas tego ruchu jest stale dostosowywana do prędkości poruszającego się obiektu w mechanizmie sprzężenia zwrotnego [5].

Fiksacja to utrzymywanie w dołku środkowym siatkówki obrazu wybranego obiektu stacjonarnego. Podczas trwania fiksacji pobierane i przetwarzane są informacje wzrokowe z otoczenia. Mimo, że czas trwania fiksacji jest stosunkowo długi, oczy nie pozostają nieruchome, lecz wykonują niedostrzegalne gołym okiem miniaturowe ruchy służące poszerzeniu pola precyzyjnego widzenia. Wyróżnia się trzy rodzaje takich ruchów: mikrosakkady, mikrodrif i mikrotrzęsienie [4]. Rolą mikrosakkad korekcja obrazu na siatkówce wynikająca z drobnych ruchów oka (niestabilności). Mikrodrif zapobiega zanikaniu nieruchomego obrazu na siatkówce związanemu z adaptacją receptorów [5]. Natomiast mikrotrzęsienie to stała aktywność ruchowa gałek ocznych podczas fiksacji.



Rys. 2. Wykres prędkości [deg/s] w funkcji czasu [ms] prawego oka w poziomie (a) oraz w pionie (b) z zaznaczonymi sakkadami pacjenta z chorobą Parkinsona

Mal. 2. Grafik швидкості [град/с] в функції часу [мс] для правого ока горизонтально (а) і вертикально (б) з вираженими саккадами пацієнта з хворобою Паркінсона

Do poprawnego przeprowadzenia badania z wykorzystaniem okuloграфа konieczny jest dobór odpowiedniego protokołu badania. Najczęściej badania zaburzeń neurodegeneracyjnych w ruchach oczu oparte są o określone zadania wizualne.

#### 1.4. Zadania ruchu oczu

Najprostsze zadanie wizualne, pozwalające ocenić sakkady, oparte jest na bezpośrednim spoglądaniu przez uczestnika badania na cel, który pojawia się w losowych miejscach ekranu w różnych odstępach czasu (zróżnicowany odstęp czasowy pozwala m.in. na badanie opóźnienia sakkady). Innym zadaniem badającym sakkady, ale wymagającym zaangażowania poznawczego, jest skierowanie przez badanego wzroku na cel, który pojawił się i zniknął. Podczas wykonywania tego zadania uczestnik badania musi stłumić sakkadę odruchową i zapamiętać lokalizację celu. Natomiast zadania ruchów oczu, polegające na tłumieniu sakkad i patrzeniu w kierunku przeciwnym (ang. *antisaccade*) lub na następujące po sobie punkty występujące regularnie na określonym odcinku (predykcyjne sakkady), umożliwiają naukowcom zmierzyć dokładność sakkad oraz ich opóźnienie [1].

W badaniach pojawiają się również bardziej naturalne zadania, które pozwalają sprawdzić ruchy oczu w realnych sytuacjach, jak również zadania związane z wolnym ruchem śledzenia.

## 2. Wykrywanie fiksacji oraz sakkad

Dane rejestrowane przez okuloграфы mają zazwyczaj postać sekwencji współrzędnych (x,y) pozycji wzroku z dołączonym znacznikiem czasu lub numerem próbki (również często do danych dołączana jest wartość średnicy źrenicy). Dane te niekiedy nazywane są zapisem okuloграфическим.

Aby możliwe było przeprowadzenie analizy zgromadzonych danych konieczna jest identyfikacja poszczególnych ruchów oka.

Повільні рухи стеження, це плавні пов'язані рухи очних яблук, їх завданням є запобігти розмитому зображенню об'єкта на сітківці, який повільно рухається на тлі оточення. Швидкість ока при цьому русі є постійно пристосована до швидкості рухомого об'єкту, у механізмі зворотного зв'язку [5].

Фіксація, це утримування в середині ями сітківки зображення, вибраного стаціонарного об'єкту. Протягом фіксації збирається і обробляється візуальна інформація з навколишнього середовища. Хоча тривалість фіксації є відносно довгою, очі не залишаються нерухомими, але виконують невидимі неозброєним оком мініатюрні рухи, щоб розширити поле зору. Є три типи таких рухів: мікросаккади, мікродриф і мікродремтіння [4]. Завдання мікросаккад - корекція зображення на сітківці яка виникає в результаті незначних рухів очей (нестабільності). Мікродриф запобігає зникненню нерухомого зображення на сітківці, пов'язаного з адаптацією рецепторів [5]. Мікродремтіння це постійна рухова активність очних яблук при фіксації.

Для правильного проведення дослідження за допомогою окулографа потрібно вибрати відповідний протокол дослідження. Найчастіше дослідження нейродегенеративних розладів в рухах очей опираються на певних візуальних завданнях.

#### 1.4. Завдання руху очей

Найпростіше наочне завдання, що дозволяє оцінити саккади, засноване на безпосередньому погляді учасником дослідження на ціль, яка з'являється у випадкових місцях на екрані через різні проміжки часу (різні часові інтервали дозволяють, вивчити затримки саккад). Іншим завданням досліджуючим саккади, яке вимагає пізнавальної участі досліджуваного, це направити погляд на ціль, яка з'являється і зникає. При виконанні цього завдання, суб'єкт повинен придушити саккади і запам'ятати розташування цілі. Завдання руху очей, полягає на придушенні саккад і керуванні поглядом в протилежному напрямку (англ. *antisaccade*) або на виступаючі послідовні точки, які з'являються регулярно протягом заздалегідь визначеного відрізка (прогнозуючі саккади), дозволяють науковцям виміряти точність саккад і їх затримки [1].

В дослідженнях також з'являються більш природні завдання, які дозволяють перевірити рухи очей в реальних ситуаціях, а також завдання, пов'язані з вільним рухом слідування.

## 2. Виявлення фіксації і саккад

Дані, зафіксовані за допомогою окулографів, як правило, мають послідовність координат (x, y), положення зору з прикріпленим фіксатором часу, або номером проби (також часто дані супроводжуються значенням діаметра зіниці). Ці дані іноді називають окулографическим записом.

Для того щоб проаналізувати зібрані дані, необхідна ідентифікація окремих рухів очей. Більшість відомих

Większość znanych zaburzeń neurodegeneracyjnych dotyczących ruchów oka związana jest z sakkadami, fiksacjami oraz ich parametrami, dlatego też bardzo ważny jest odpowiedni dobór algorytmu identyfikacji tych ruchów oka.

Dostępnych jest kilka metod automatycznej analizy i klasyfikacji danych okulograficznych. Metody te można podzielić na dwie podstawowe grupy. Pierwszą grupę stanowią algorytmy bazujące na analizie prędkości zmiany pozycji wzroku, drugą zaś algorytmy analizujące charakter rozproszenia przestrzennego próbek sygnału. Podział pięciu wybranych algorytmów identyfikacji fiksacji oraz sakkad został przedstawiony w tab. 2.

Tabela 2. Klasyfikacja wybranych algorytmów identyfikacji fiksacji oraz sakkad  
Таблиця 2. Класифікація деяких алгоритмів для виявлення фіксації і саккад

Kryterium Критерій	I-VT	I-HMM	I-KF	I-DT	I-MST
Oparte na prędkości На підставі швидкості	+	+	+		
Dyspersyjne Дисперсійні				+	+

## 2.1. Opis modelu

Wszystkie metody identyfikacji fiksacji oraz sakkad mają podobną zasadę działania. Jako dane wejściowe algorytmu przyjmowany jest zbiór kolejnych zarejestrowanych współrzędnych (punktów) pozycji wzroku oraz odpowiednia wartość (lub wartości) progowa kryterium wykorzystywanego do klasyfikacji poszczególnych punktów jako części fiksacji lub części sakkady. Po klasyfikacji poszczególnych punktów wykonywana jest funkcja łączenia („merge function”) pojedynczych punktów w fiksacje oraz sakkady. Funkcja łączenia jest identyczna dla wszystkich metod (tab. 3).

Tabela 3. Pseudokod funkcji łączenia [7]  
Таблиця 3. Псевдокод функції поєднання [7]

<b>Input:</b> array of pre-classified fixation and saccade points
<b>Output:</b> array of fixations and saccades
<b>Foreach</b> fixation point Merge every group of consecutive fixation points into a fixation with center coordinates and duration Remove fixations that are below minimum fixation duration threshold
<b>Foreach</b> saccade point Merge every group of consecutive saccade points into a saccade with an onset, offset, amplitude and duration Remove micro and corrupted saccades
<b>Return</b> saccades and fixations

W funkcji łączenia zbiór następujących po sobie punktów zaklasyfikowanych jako punkty należące do fiksacji jest łączony w pojedynczy segment fiksacji o współrzędnych środka zdefiniowanych jako centroid. Następnie kolejne segmenty fiksacji łączone są w jeden większy segment na podstawie dwóch parametrów: odstęp czasu pomiędzy nimi oraz długością Euklidesową między środkami tych segmentów. Jako maksymalna wartość odstęp czasu między segmentami wykorzystywany jest czas trwania mrugnienia tj. 75ms, natomiast jako filtr długości Euklidesowej wykorzystywana jest amplituda mikrosakkady (amplituda mniejszej niż 0,5°). Dla nowego segmentu ponownie obliczane są współrzędne środka (jako centroid łączonych segmentów) oraz czas trwania. Fiksacje, których czas trwania jest krótszy niż 100ms, są odrzucane.

W przypadku zbioru kolejnych punktów zaklasyfikowanych jako elementy sakkad, punkty te są łączone w pojedynczą sakkadę z oznaczonymi współrzędnymi początku oraz końca sakkady. Sakkady, w których pojawiły się próbki z brakiem danych dotyczących pozycji wzroku, są odrzucane.

нейродегенеративних проблем, що пов'язані з рухами очей пов'язані з саккади, фіксаціями та їх параметрами, тому дуже важливо вибрати відповідний алгоритм для визначення руху очей.

Є кілька методів для автоматичного аналізу та класифікації окулографічних даних. Ці методи можна розділити на дві основні групи. В першу групу входять алгоритми засновані на аналізі швидкості зміни положення погляду, в другу алгоритми, що аналізують характер просторової дисперсії відліків сигналу. Поділ п'яти обраних алгоритмів, для виявлення фіксації і саккад представлені в табл. 2.

## 2.1. Опис моделі

Всі методи ідентифікації фіксації і саккад мають подібний принцип роботи. Як вхідні дані алгоритму, приймають набір послідовних фіксованих координат (точок) положення очей і відповідного значення (або значень) порогового критерію, використовуюваного для класифікації окремих точок в рамках фіксації або частини саккади. Після класифікації окремих точок виконується функція підключення („merge function”) окремих точок фіксації і саккади. Функція поєднання однакова для всіх методів (табл. 3).

В функції поєднується набір послідовних точок, який класифікується, як належні до точок фіксації, об'єднані в єдиний сегмент фіксації координати центру і визначається, як центр ваги. Потім наступні сегменти фіксації об'єднують в один великий сегмент на основі двох параметрів: інтервалу часу між ними і Евклідовою довжиною між центрами цих сегментів. Як максимальне значення інтервалу часу, між сегментами, використовується час тривалості моргання 75мс, а як фільтр Евклідової довжини використовується амплітуда мікросаккади (амплітуда менша, ніж 0,5°). Для нового сегмента знову обчислюються координати центру (центроїда об'єднаних сегментів) та час тривання. Фіксації, час тривання яких, становить менше 100мс відхиляються.

У разі набору послідовних точок, класифікованих як елементи саккад, ці точки будуть об'єднані в єдину саккаду з визначеними координатами початку і кінця саккади. Саккади, в яких з'явилися зразки з відсутністю даних, які стосуються позиції зору відхиляються.

## 2.2. Algorytmy klasyfikacji

Algorytm *Velocity Threshold Identification* (I-VT) jest najprostszą metodą identyfikacji fiksacji oraz sakkad. W algorytmie tym wartość prędkości jest obliczana dla każdego punktu pozycji wzroku. Następnie wartość ta jest porównywana do wartości progowej prędkości (ang. *velocity threshold*). W przypadku, gdy wartość ta jest mniejsza od wartości progowej, punkt jest klasyfikowany jako element fiksacji, w przeciwnym wypadku jako składowa sakkady (tab. 4) [6]. Wartość progową prędkości można szacować na podstawie zgromadzonych zbiorów danych w oparciu o analizę tych danych. W przypadku, gdy odległość badanego od bodźca wizualnego jest znana, wartość progowa może być wnioskowana na podstawie uzasadnionego proggu prędkości kątowej [13].

Tabela 4. Pseudokod algorytmu I-VT  
Таблиця 4. Псевдокод алгоритму I-VT

<p><b>Input:</b> array of eye positions point, velocity threshold  <b>Output:</b> array of fixations and saccades</p> <p>Calculate point-to-point velocities for each point in the eye position array</p> <p><b>If</b> (velocity for point &lt; velocity threshold)              Mark point as a fixation point  <b>Else</b>              Mark as a saccade point</p> <p><b>Return</b> array of pre-classified fixation and saccade points</p>
--

Algorytm *Hidden Markov Model Identification* (I-HMM) jest bardziej zaawansowaną wersją algorytmu I-VT wykorzystującą ukryte modele Markova (ang. *Hidden Markov Model*). W tym przypadku jest to automat skończony złożony z dwóch stanów (fiksacja oraz sakkada) o określonym rozkładzie prędkości oraz przejść między nimi o określonym prawdopodobieństwie. Algorytm I-HMM złożony jest z trzech etapów. W pierwszym etapie każdy punkt jest klasyfikowany jako element fiksacji lub sakkady w oparciu o wartość progową prędkości. W drugim etapie w oparciu o algorytm Viterbiego, każdy punkt może być reklasyfikowany jako fiksacja lub sakkada w celu maksymalizacji prawdopodobieństwa przyporządkowania danego stanu modelu. Ponieważ na tym etapie parametry modelu nie są optymalne, w ostatnim etapie wykorzystywany jest algorytm Baum-Welcha odnajdywania nieznanymi parametrów HMM w celu minimalizacji liczby błędnie przypisanych punktów do stanów. Ostatni etap może być powtarzany wielokrotnie w celu optymalizacji modelu [7].

Algorytm *Kalman Filter Identification* (I-KF) opiera się na modelu złożonym z dwóch stanów: położenia oraz prędkości. W modelu tym przyspieszenie oka modelowane jest jako biały szum z określonym przyspieszeniem maksymalnym [14]. Model ten po nałożeniu na zapis okulograficzny, generuje przewidywaną wartość prędkości wzroku. W celu klasyfikacji punktów sygnału jako sakkady lub fiksacji, wartość zmierzona (obliczona na podstawie danych) oraz przewidywana wartość przyspieszenia są badane za pomocą testu chi-kwadrat

$$\chi^2 = \sum_{i=1}^p \frac{(\hat{\theta}_i^- - \theta_i)^2}{\sigma^2}, \quad (1)$$

gdzie  $\hat{\theta}_i^-$  - wartość przewidywana prędkości wzroku obliczona za pomocą filtra Kalmana,  $\theta_i$  - wartością zmierzona, a  $\sigma$  - odchyleniem standardowym zmierzonej prędkości wzroku dla określonego interwału [8]. Punkty powyżej obliczonej wartości progowej chi-kwadrat są klasyfikowane jako punkty należące do sakkad, a punkty poniżej jako elementy fiksacji.

Algorytm *Dispersion Threshold Identification* (I-DT) bada rozmieszczenie oraz sąsiedztwo punktów w przestrzeni dla zapisanego sygnału okulograficznego za pomocą okna czasowe, które przesuwa się o jeden punkt w danym kroku algorytmu (tab. 5). Rozproszenie przestrzenne, utworzone przez punkty

## 2.2. Алгоритми класифікації

Алгоритм *Velocity Threshold Identification* (I-VT) є простим способом для виявлення, фіксації та саккад. У цьому алгоритмі, швидкість обчислюється для кожної точки положення очей. Це значення потім порівнюється з пороговою швидкістю (англ. *velocity threshold*). У випадку, коли значення менше, ніж порогове значення, то точка класифікується, як елемент фіксації, в іншому випадку, як компонент саккади (табл. 4) [6]. Порогове значення швидкості може бути оцінене на підставі зібраних наборів даних, опираючись на аналізі цих даних. У випадку, коли відстань від досліджуваного до візуального стимулу відома, порогове значення може бути запропоноване на підставі кутового порога швидкості [13].

Алгоритм *Hidden Markov Model Identification* (I-HMM) є більш відомою версією алгоритму I-VT, що використовує приховані моделі Маркова (англ. *Hidden Markov Model*). У цьому випадку, це кінцевий автомат, що складається з двох станів (фіксація і саккада) із заданою швидкістю розподілу і переходами між ними з деякою ймовірністю. Алгоритм I-HMM складається з трьох етапів. В першому етапі, кожна точка класифікується, як фіксація або саккади на основі значення порогової швидкості. На другому етапі, на основі алгоритму Вітербо, кожна точка може бути класифікована, як фіксація або саккада, щоб максимізувати ймовірність призначення даного стану моделі. На цьому етапі, параметри моделі не є оптимальними, в останньому етапі використовується алгоритм Baum-Welch знаходження невідомих параметрів HMM, ціллю є мінімізація кількості неправильно приписаних точок для станів. Останній етап може бути повторений кілька разів, щоб оптимізувати модель [7].

Алгоритм *Kalman Filter Identification* (I-KF) заснований на моделі, що складається з двох станів: положення і швидкості. У цій моделі, прискорення очей моделюється у вигляді білого шуму з конкретним максимальним прискоренням [14]. Ця модель, при застосуванні окулографічного запису генерує очікувані значення швидкості зору. Для того, щоб класифікувати точки сигналу, як саккади або фіксації, виміряне значення (розраховане на основі даних), а також передбачене значення прискорення тестуються за допомогою хі-квадрат тесту

де  $\hat{\theta}_i^-$  - передбачене значення швидкості зору, розраховане за допомогою використання фільтра Калмана,  $\theta_i$  - виміряне значення, а  $\sigma$  - стандартне відхилення виміряної швидкості зору для даного інтервалу [8]. Крапки, за порогом розрахованого значення хі-квадрату класифікуються, як крапки, що належать до саккад, а нижчі точки, як елементи фіксації.

Алгоритм *Dispersion Threshold Identification* (I-DT) вивчає розподіл і сусідство точок в просторі для окулографічного сигналу записаного за допомогою часового вікна, що рухається по одній точці, в даному алгоритмі (табл. 5).

znajdujące się w oknie czasowym, jest porównywane z wartością progową. Jeśli rozproszenie jest poniżej wartości progowej punkty w oknie czasowym klasyfikowane są jako fiksacja. W przeciwnym wypadku okno jest przesuwane o jeden punkt, a pierwszy punkt poprzedniego okna czasowego jest klasyfikowany jako sakkada. Początkowy rozmiar okna czasowego jest ustalony na minimalny czas trwania fiksacji tj. 100ms. Rozproszenie przestrzenne punktów jest obliczane ze wzoru [6]:

$$D = [\max(X) - \min(X)] + [\max(Y) - \min(Y)], \quad (2)$$

gdzie X i Y reprezentują zestawy położenia wzroku w osi OX i OY w obrębie okna czasowego.

Tabela 5. Pseudokod algorytmu I-DT [6]  
Таблиця 5. Псевдокод алгоритму I-DT [6]

```

Input: array of eye positions points, dispersion threshold, temporal window size
Output: array of fixations and saccades

Initialize temporal window over the first points in the remaining
Calculate dispersion of points in window

If (dispersion < dispersion threshold)
  While dispersion < dispersion threshold
    Add one more point to window
    Calculate dispersion of points in window
    Mark the points inside of the window as fixations
    Clear window
  Else
    Remove the first point from window
    Mark the first point as a saccade

Return array of pre-classified fixation and saccade points

```

Algorytm *Minimum Spanning Tree Identification* (I-MST) różni się od przedstawionych wcześniej modeli. Jest on oparty na strukturze drzewa rozpoczynającego z minimalną odległością Euklidesową. Algorytm I-MST buduje minimalne drzewo rozpoczynające za pomocą algorytmu Prima wykorzystując predefiniowaną liczbę punktów z zapisu okulograficznego. I-MST przemierza grupę punktów i klasyfikuje każdy punkt położenia wzroku na podstawie wartości progowej dla odległości między sąsiadującymi punktami. Punkty poniżej wartości progowej są sklasyfikowane jako punkty fiksacji, a punkty powyżej progu są sklasyfikowane jako część sakkady [7]. Zaletą I-MST jest prawidłowa identyfikacja punktów fiksacji, nawet jeśli brakuje znacznej części sygnału okulograficznego z powodu szumów [13].

Przedstawione algorytmy stanowią jedynie część dostępnych algorytmów klasyfikacji. Wiele algorytmów klasyfikacji jest tworzonych i dostarczanych wraz ze sprzętem przez producentów, niemniej rzadko oni ujawniają szczegóły dotyczące implementacji algorytmów.

Właściwy dobór wartości progowej dla algorytmów klasyfikacji jest kluczowy do otrzymania znaczących wyników analizy. Dobór wartości progowej uzależniony jest od parametrów okulo grafu, uwarunkowania eksperymentu, czy też charakterystyki uczestników badania.

### 3. Ruchy oka a zaburzenia neurodegeneracyjne

Pierwszy eksperyment z okulo grafem na pacjentach z zaburzeniami neurodegeneracyjnymi przeprowadzono w latach sześćdziesiątych XX wieku. Eksperyment ten zapoczątkował wiele późniejszych badań. Niemniej wiele z tych badań cechuje mała liczba uczestników, co przekłada się na brak mocy statystycznej. Z drugiej strony, w przypadku choroby Parkinsona, różnorodność prezentacji choroby doprowadziła do niezgodności pomiędzy wynikami poszczególnych badań [1].

Przykładowe badania na pacjentach z zaburzeniami neurodegeneracyjnymi zostały przedstawione na zestawieniu w tabelicy 6. Zestawienie to zawiera nazwę choroby, informację o zidentyfikowanym zaburzeniu ruchów oka oraz krótką charakterystykę badania.

Przestorowa dyspersja, utworzona punktami, które mieszczą się w danym czasowym oknie, porównują się z progowym znaczeniem. Jeśli dyspersja niższa progowego znaczenia, punkty w czasowym oknie klasyfikują się, jak fiksacja. W innym wypadku, okno zsuwa się na jedną точку i pierwsza точка poprzedniego czasowego okna klasyfikuje się, jak sakkada. Początkowy rozmiar czasowego okna wstawiono na minimalną trwałość fiksacji, to jest 100ms. Przestorowa dyspersja punktów rozrachowuje się za formułą [6]:

de X i Y przedstawiają położenia wzroku w osi OX i OY w danym czasowym oknie.

Algorytm *Minimum Spanning Tree Identification* (I-MST) odróżnia się od wcześniej przedstawionych modeli. Jest on oparty na strukturze drzewa rozpoczynającego z minimalną odległością Euklidesową. Algorytm I-MST buduje minimalne drzewo za pomocą algorytmu Prima, wykorzystując zadane liczbę punktów z zapisu okulo graficznego. I-MST przemierza grupę punktów i klasyfikuje każdy punkt położenia wzroku na podstawie wartości progowej dla odległości między sąsiadującymi punktami. Punkty poniżej wartości progowej są sklasyfikowane jako punkty fiksacji, a punkty powyżej progu są sklasyfikowane jako część sakkady [7]. Zaletą I-MST jest prawidłowa identyfikacja punktów fiksacji, nawet jeśli brakuje znacznej części sygnału okulo graficznego z powodu szumów [13].

Przedstawione algorytmy stanowią jedynie część dostępnych algorytmów klasyfikacji. Wiele algorytmów klasyfikacji jest tworzonych i dostarczanych wraz ze sprzętem przez producentów, niemniej rzadko oni ujawniają szczegóły dotyczące implementacji algorytmów.

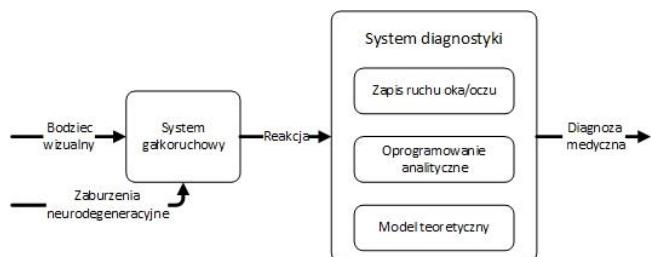
Właściwy dobór wartości progowej dla algorytmów klasyfikacji jest kluczowy do otrzymania znaczących wyników analizy. Dobór wartości progowej uzależniony jest od parametrów okulo grafu, uwarunkowania eksperymentu, czy też charakterystyki uczestników badania.

### 3. Ruchy oczu i neurodegeneratywne rozлади

Pierwszy eksperyment z okulo grafem, na pacjentach z neurodegeneracyjnymi zaburzeniami przeprowadzono w latach sześćdziesiątych XX wieku. Eksperyment ten zapoczątkował wiele późniejszych badań. Niemniej wiele z tych badań cechuje mała liczba uczestników, co przekłada się na brak mocy statystycznej. Z drugiej strony, w przypadku choroby Parkinsona, różnorodność prezentacji choroby doprowadziła do niezgodności pomiędzy wynikami poszczególnych badań [1].

Przykładowe badania na pacjentach z neurodegeneracyjnymi zaburzeniami zostały przedstawione na zestawieniu w tabelicy 6. Zestawienie to zawiera nazwę choroby, informację o zidentyfikowanym zaburzeniu ruchów oka oraz krótką charakterystykę badania.

Opublikowane wyniki badań w postaci informacji o charakterystycznych zaburzeniach ruchów oczu mogą stanowić podstawę do opracowania modelu teoretycznego zaburzeń dla poszczególnych chorób neurodegeneracyjnych. Model teoretyczny połączony z oprogramowaniem analitycznym umożliwiłby analizę zapisu ruchu oczu i postawienie diagnozy medycznej. Model koncepcyjny takiego systemu został przedstawiony na rys. 3.



Rys. 3. Model koncepcyjny systemu do diagnostyki medycznej w oparciu o analizę ruchów oczu [11]

#### 4. Podsumowanie

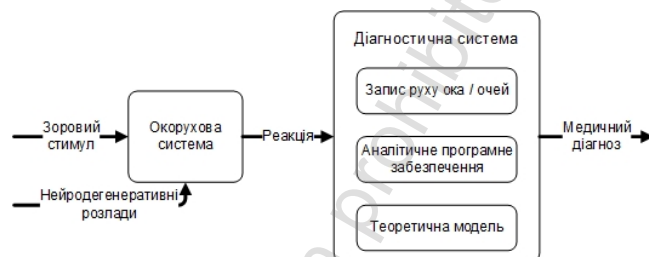
W artykule przedstawiono typy okuloigrafów, ogólną zasadę działania modelu identyfikacji ruchów oka oraz pięć głównych algorytmów klasyfikacji stosowanych w tym modelu. Informację te są niezbędne do zaplanowania badania okuloigraficznego w obszarze medycznym, a także do zrozumienia możliwości zastosowania tych badań w procesie diagnozowania.

Ruchy oczu są rejestrowane bezboleśnie oraz szybko dostarczając precyzyjnych i obiektywnych danych dotyczących zaburzeń okoruchowych. Niemniej, aby było możliwe wykorzystanie badań okuloigraficznych w diagnostyce medycznej, zaburzenia te muszą być wystarczająco specyficzne, a ich związek z chorobą jest dostatecznie mocny.

Tabela 6. Zestawienie wybranych badań zaburzeń okoruchowych w chorobach neurodegeneracyjnych

Zaburzenie neurodegeneracyjne	Zidentyfikowane zaburzenia ruchów oka	Publikacja	Charakterystyka badania
Choroba Parkinsona (PD)	Wzrost opóźnienia sakkady	[15]	Badanie przeprowadzono na 66 pacjentach z PD oraz 87 osobowej grupie kontrolnej dopasowanej wiekowo. Dodatkowo przeprowadzone badanie zaawansowanie PD za pomocą <i>Unified Parkinson's Disease Rating Scale</i> , do korelacji wyników badań okuloigraficznych ze stanem pacjentów. Do badania zastosowano EOG o częstotliwości 500Hz, przeprowadzono wstępną kalibrację.
Choroba parkinsona z otępieniem (PDD)	Spadek ilości sakkad predykcyjnych	[10]	Badanie przeprowadzono na grupie dopasowanych wiekowo oraz pod względem wykształcenia na 20 pacjentach z PDD, 20 pacjentach z otępieniem z ciałami Lewy'ego, 22 z AD, 24 z PD oraz 24 osobową grupą kontrolną. Dodatkowo oceniono stan pacjentów za pomocą <i>Unified Parkinson's Disease Rating Scale</i> oraz zbadano wiedzenie kolorów za pomocą testu Ishihary. Do badania zastosowano EOG o częstotliwości 1kHz, przeprowadzono wstępną kalibrację ruchów w płaszczyźnie poziomej.
Choroba Alzheimera (AD)	Wzrost błędów antysakkad	[3]	Badanie przeprowadzono na 28 pacjentach z AD, 27 osobowej grupie kontrolnej oraz 25 osobowej grupie osób z zaburzeniami neurologicznymi. Badania przeprowadzono z wykorzystaniem eyetrackera wykorzystującego system <i>video-based combined pupil/corneal reflection</i> (Dual Purkinje Image Eye Tracker). Badania przeprowadzono w ciemnym pomieszczeniu, rejestrowano jedynie ruch prawego oka z częstotliwością 330Hz.
Choroba Huntingtona (HD)	Wzrost opóźnienia sakkady	[12]	Badanie przeprowadzono na 9 pacjentach z HD oraz 9 osobowej grupie kontrolnej dopasowanej wiekowo oraz pod względem płci. Dodatkowo przeprowadzone badanie zaawansowanie HD za pomocą <i>Unified Huntington's Disease Rating Scale</i> , aby możliwa była korelacja wyników ze stopniem zaawansowania choroby. Do badania zastosowano EOG o częstotliwości 1kHz, rejestrowano ruchy oczu w poziomie.

Opublikowane rezultaty досліджень у вигляді інформації про конкретні порушення рухів очей, можуть бути основою, для розробки теоретичної моделі конкретних порушення, для нейродегенеративних захворювань. Теоретична модель у поєднанні з програмним забезпеченням для аналізу дозволить аналіз запису рухів очей і установлення медичного діагнозу. Концептуальна модель такої системи показана на мал. 3.



Мал. 3. Концептуальна модель системи для медичної діагностики на основі аналізу рухів очей [11]

#### 4. Висновок

У статті представлені різні типи окулографів, загальний принцип роботи моделі ідентифікації рухів очей і виділено п'ять основних алгоритмів класифікації, що використовуються в цій моделі. Ця інформація необхідна для планування окулографічного дослідження в галузі медицини, а також для розуміння можливості застосування цих досліджень в діагностиці.

Рухи очей записуються безболісно і швидко даючи точні і об'єктивні дані про окорухові порушення. Однак, щоб можна було використовувати окулографічні дослідження в медичній діагностиці, ці порушення повинні бути досить конкретними, а їхній зв'язок з хворобою досить міцним.



Таблиця 6. Обрані дослідження окорухових порушень при нейродегенеративних захворюваннях

Розлад нейродегенеративний	Виявлені розлади рухів ока	Публікація	Характеристики дослідження
Хвороба Паркінсона (PD)	Зріст затримки саккади	[15]	Дослідження було проведено на 66 хворих з PD і 87 особовою контрольною групою, вік досліджуваних приблизно однаковий. Додатково проведені дослідження важкої форми PD за допомогою <i>Unified Parkinson's Disease Rating Scale</i> , для співвідношення результатів випробувань окулографічних зі станом пацієнтів. У дослідженні було використано EOG з частотою 500Гц, було проведено попереднє калібрування.
Хвороба Паркінсона з деменцією (PDD)	Зниження кількості інтелектуальних саккад	[10]	Дослідження, проведене в групі 20 осіб з PDD досліджувани одного віку і з подібним рівнем освіти, 20 пацієнтів з деменцією з тільцями Леві, 22 з AD, 24 з PD і 24 особовою контрольною групою. Додатково оцінено стан хворих за допомогою <i>Unified Parkinson's Disease Rating Scale</i> , і досліджено бачення кольорів за допомогою тесту Ісихара. У дослідженні було використано EOG з частотою 1кГц, було проведено попереднє калібрування рухів у горизонтальній площині.
Хвороба Альцгеймера (AD)	Збільшення помилок антисаккад	[3]	Дослідження було проведено на 28 хворих з AD, 27 особовій контрольній групі і 25 особовій групі людей з неврологічними розладами. Дослідження було проведено з використанням eye trackerа за допомогою системи <i>video-based combined pupil/corneal reflection</i> (Dual Purkinje Image Eye Tracker). Дослідження було проведено в темній кімнаті, реєструвався тільки рух правого ока з частотою 330Гц.
Хвороба Гентінгтона (HD)	Збільшення затримки саккади	[12]	Дослідження було проведено на 9 пацієнтах з HD і 9 особовій контрольній групі, яка була підібрана за віком і статтю. Додатково проведені дослідження важкої форми HD за допомогою <i>Unified Huntington's Disease Rating Scale</i> , щоб можна було провести кореляцію результатів для прогресування захворювання. У дослідженні було використано EOG з частотою 1кГц, реєструвалися вертикальні рухи очей.

## Podziękowania

Praca powstała w ramach projektu PL-NTU Transgraniczna wymiana doświadczeń PBU.03.01.00-06-386/11-00 współfinansowanego w ramach Programu Współpracy Transgranicznej Polska-Białoruś-Ukraina 2007-2013 finansowanego ze środków Unii Europejskiej w ramach Europejskiego Instrumentu Sąsiedztwa i Partnerstwa.

Niniejsza publikacja została stworzona przy pomocy Unii Europejskiej. Wyłączną odpowiedzialność za zawartość niniejszej publikacji ponosi Magdalena Borys oraz w żaden sposób nie może być ona postrzegana jako odzwierciedlenie poglądów Unii Europejskiej.

## Literatura || Література

- Anderson T.J., MacAskill M.R.: Eye movements in patients with neurodegenerative disorders. *Nature Reviews Neurology*, 9(2), 2013, 74-85.
- Duchowski, A.: Eye tracking methodology: Theory and practice, Vol. 373, Springer Science & Business Media, 2007.
- Garbutt S., Matlin A., Hellmuth J., Schenk A.K., Johnson J.K., Rosen H., Boxer A.L.: Oculomotor function in frontotemporal lobar degeneration, related disorders and Alzheimer's disease. *Brain*, 131(5), 2008, 1268-1281.
- Holmqvist K., Nyström M., Andersson R., Dewhurst R., Jarodzka H, Van de Weijer J.: Eye tracking: A comprehensive guide to methods and measures. Oxford University Press, 2011.
- Jadanowski K., Budrewicz S., Koziorowska-Gawron E.: Zaburzenia galkoruchowe w chorobach ośrodkowego układu nerwowego. *Polski Przegląd Neurologiczny*, 6(4), 2010, 202-211.
- Komogortsev O.V., Gobert D.V., Jayarathna S., Koh D.H., Gowda S.M.: Standardization of automated analyses of oculomotor fixation and saccadic behaviors. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions*, 57(11), 2010, 2635-2645.
- Komogortsev O.V., Jayarathna, S., Koh D.H., Gowda S.M.: Qualitative and quantitative scoring and evaluation of the eye movement classification algorithms. *Proceedings of the 2010 Symposium on Eye-Tracking Research & Applications ACM*, 2010, 65-68.
- Komogortsev O.V., Khan J.I.: Kalman filtering in the design of eye-gaze-guided computer interfaces. *Human-Computer Interaction. HCI Intelligent Multimodal Interaction Environments*, Springer Berlin Heidelberg, 2007, 679-689.
- Kuechenmeister C.A., Linton P. H., Mueller T.V., White H.B.: Eye Tracking

## Завдяки

Робота створена в рамках проекту ПЛ-НТУ Транскордонний обмін досвідом PBU.03.01.00-06-386/11-00, співфінансованого в рамках Програми Транскордонного Співробітництва Польща-Білорусь-Україна 2007-2013, що фінансується Європейським Союзом в рамках Європейського Інструменту Сусідства та Партнерства.

Ця публікація була створена за допомогою Європейського Союзу. Відповідальність за зміст цієї публікації лежить на Магдалені Борис, і жодним чином не може розглядатися як відображення поглядів Європейського Союзу.

- in Relation to Age, Sex, and Illness. *Arch Gen Psychiatry*, 34(5), 1977, 578-579.
- Mosimann U.P., Müri R.M., Burn D.J., Felblinger J., O'Brien J.T., McKeith I.G.: Saccadic eye movement changes in Parkinson's disease dementia and dementia with Lewy bodies. *Brain*, 128(6), 2005, 1267-1276.
- Ober J., Dylak J., Grynciewicz W., Przedpelska-Ober E.: Sakkadometria—nowe możliwości oceny stanu czynnościowego ośrodkowego układu nerwowego. [Saccadometry—new possibilities of evaluating the state of the central nervous system activity]. *Nauka*, 4, 2009, 109-135.
- Peltsch, A., Hoffman, A., Armstrong, I., Pari, G., Munoz, D.P.: Saccadic impairments in Huntington's disease. *Experimental brain research*, 186(3), 2008, 457-469.
- Salvucci D.D., Goldberg J.H.: Identifying fixations and saccades in eye-tracking protocols. *Proceedings of the 2000 symposium on Eye tracking research & applications. ACM*, 2000, 71-78.
- Sauter D., Martin B.J., Di Renzo N., Vomscheid C.: Analysis of eye tracking movements using innovations generated by a Kalman filter. *Medical and biological Engineering and Computing*, 29(1), 1991, 63-69.
- Terao Y., Fukuda H., Yugeta A., Hikosaka O., Nomura Y., Segawa M., Ugawa Y.: Initiation and inhibitory control of saccades with the progression of Parkinson's disease—changes in three major drives converging on the superior colliculus. *Neuropsychologia*, 49(7), 2011, 1794-1806.
- Verheij S., Muilwijk D., Pel J.J., van der Cammen T.J., Mattace-Raso F.U., van der Steen J.: Visuomotor impairment in early-stage Alzheimer's disease: changes in relative timing of eye and hand movements. *Journal of Alzheimer's Disease*, 30(1), 2012, 131-143.

Mgr inż. Magdalena Borys  
e-mail: m.borys@pollub.pl

Magdalena Borys jest absolwentką Wydziału Elektrotechniki i Informatyki Politechniki Lubelskiej na kierunku Informatyka. Od 2008 roku pracownik naukowy Politechniki Lubelskiej, zatrudniona na stanowisku asystenta w Instytucie Informatyki PL. Obszar zainteresowań naukowych to przede wszystkim projektowanie oraz badanie użyteczności interfejsów aplikacji, badania okulograficzne i ich zastosowania w medycynie, przetwarzanie sygnałów biomedycznych, grywalizacja.



MagiŃstr inż. Magdalena Boris  
e-mail: m.borys@pollub.pl

Magdalena Boris випускниця факультету Електротехніки та Інформатики Люблінської Політехніки в галузі Інформатика. З 2008 року науковий працівник Люблінської Політехніки, працює асистентом в Інституті Інформатики ЛІІ. Наукові інтереси проектування і дослідження користі інтерфейсів, окулографічні дослідження і їх застосування в медицині, перетворення біомедичних сигналів, гривалізація (англ.gamification).