

О. А. Єрошенко

Харківський національний університет радіоелектроніки, Харків, Україна

МОДЕЛЮВАННЯ ПРОЦЕСІВ ФОРМУВАННЯ ФОСФЕННИХ ОБРАЗІВ У СИСТЕМАХ ВІЗУАЛЬНИХ НЕЙРОІНТЕРФЕЙСІВ

Анотація. Предметом дослідження в статті є алгоритмічні методи обробки візуальної інформації та принципи формування фосфенних образів, адаптовані до нейрофізіологічних особливостей зорової системи, з метою їх використання у системах штучного зору та нейропротезуванні. **Метою роботи** є розроблення комплексного методу симуляції зорового сприйняття шляхом інтеграції покращеного контурного аналізу та математичного моделювання фосфенних мап із урахуванням ретинотопічної організації та ймовірнісної деградації елементів стимуляції. У статті **вирішуються такі завдання:** аналіз механізмів виділення ключових ознак зображення за допомогою градієнтних методів; розробка підходу до квантування орієнтації контурів для стабілізації зорового образу; побудова математичної моделі фосфенної мапи як дискретного сітчастого поля з варіативними параметрами вузлів; врахування анатомічної нерівномірності розподілу рецепторів сітківки через динамічну зміну геометрії фосфенів; моделювання технічної нестабільності електродів через ймовірнісні параметри пропуску сигналів. **Використовуються такі методи:** алгоритм детектування меж Кенні з чотирма орієнтаціями градієнта, математичне моделювання на основі двовимірних функцій Гауса з еліптичною деформацією, принципи ретинотопічного картування зорової кори, а також методи стохастичного моделювання для імітації деградації імплантів. **Отримано такі результати:** запропоновано програмну модель фосфенної репрезентації, яка забезпечує адаптивне формування візуального образу залежно від ексцентриситету точок зорового поля; реалізовано механізм просторово-селективної стимуляції, що поєднує високу деталізацію у центрі із дифузним представленням на периферії; продемонстровано ефективність використання еліптичної деформації та квантування кутів для підвищення реалістичності симуляції штучного зору. **Висновки:** Розроблений метод моделювання доводить, що поєднання контурного аналізу з урахуванням індивідуальної ретинотопії та анатомічної варіативності дозволяє створювати інформативні візуальні образи навіть за умов низької роздільної здатності нейропротезів, забезпечуючи надійну теоретичну базу для проектування та налаштування сучасних систем візуального заміщення.

Ключові слова: зір, фосфен, математичне моделювання, стимуляція, візуалізація, модель, штучний зір, нейропротез.

Вступ

Більшу частину інформації про світ людина отримує саме через зоровий аналізатор. Його пошкодження критично впливає на життєдіяльність людини: виникають складнощі з просторовою орієнтацією, спілкуванням та рутинними справами. Аби допомогти людям із порушеннями зору, науковці у сферах медицини та біоінженерії створюють технології, здатні частково відновити або замінити втрачену функцію [1]. Основою таких технологій є феномен нейропластичності. Мозок здатний адаптуватися, "навчаючи" зорову кору обробляти сигнали, що надходять від слуху або дотику [2]. Такий принцип застосовується у пристроях сенсорної субституції, завдяки яким незрячі отримують візуальні дані через інші канали сприйняття.

Сучасні методи відновлення зору поділяють на два напрямки: неінвазивні (тактильні дисплеї, аудіосистеми); інвазивні (імпланти, нейроінтерфейси).

Попри значний прогрес, технології активно розвиваються, вони стикаються з низкою бар'єрів: низька якість "картинки", дорожнеча, проблеми індивідуальної адаптації та необхідність тривалого звикання користувача до системи.

Метою цієї роботи є моделювання процесу зорової стимуляції, які базується на принципах функціонування кортикальних імплантів.

Матеріали та методи дослідження

Будучи основною сенсорною системою, зоровий аналізатор має критичне значення для формування нашого досвіду та визначає більшість сфер

людської життєдіяльності. З огляду на це, втрата зору є масштабною світовою проблемою. Вона кардинально знижує рівень життя величезної кількості людей, що зумовлює гостру потребу в багатогранних методах медичної реабілітації та залученні сучасних технологічних рішень.

Згідно з даними досліджень у сфері біомедичної інженерії, частка візуальної інформації серед усіх зовнішніх стимулів, які аналізує наш мозок, сягає 80–90% [1]. Такі показники яскраво демонструють виняткову функцію зорового апарату в конструюванні картини світу, орієнтуванні в середовищі та маніпуляціях з навколишніми предметами.

Візуальне сприйняття – це надважливий механізм, який відповідає не лише за ідентифікацію кольору, форми та глибини простору, а й за розшифрування комплексних сцен, без яких неможливе прийняття щоденних рішень. На обробку зорових імпульсів виділяється від 30% до 55% кори головного мозку [1], що суттєво більше за обсяг нейронних ресурсів, залучених для слухового чи тактильного аналізу. Подібна структурна спеціалізація мозку є прямим свідченням того, наскільки зір був важливим фактором в еволюції та адаптації людства.

Механізм візуального сприйняття є багатокомпонентним. Він стартує з фіксації світлових променів фоторецепторами на сітківці ока і завершується глибоким аналізом у зоровій корі, де розпізнаються рух, просторові параметри та самі об'єкти. Завдяки такій ієрархічній та багатоетапній будові, зорова система досягає безпрецедентної швидкості й точності обробки даних, яка перевершує можливості будь-яких інших органів чуття.

Крім того, здатність бачити має критичне значення для соціального, емоційного та інтелектуального становлення особистості, насамперед у дитячому віці. Завдяки візуальним подразникам розвиваються абстрактне мислення, мовленнєві навички, увага та пам'ять. Згідно з дослідженнями, дефіцит зору в ранні роки здатний викликати затримку когнітивного та мовного розвитку. Він також ускладнює комунікацію через неможливість зчитувати невербальну інформацію, таку як міміка чи жестикуляція. Щодо дорослих, то збереження зору прямо корелює з їхньою самостійністю, успішністю в професії та психологічним благополуччям, що доводить його необхідність для повноцінного функціонування в соціумі.

Отже, зоровий аналізатор слугує не просто головним каналом отримання даних про світ, а й виступає обов'язковою умовою для формування психоемоційних та когнітивних механізмів, гарантуючи всебічну адаптацію індивіда до умов довкілля.

Втрата або погіршення зорової функції суттєво обмежує життєдіяльність: виникають труднощі з читанням, просторовою орієнтацією, трудовою активністю та спілкуванням. Найбільш гостро ця криза постає в державах із середнім та низьким рівнем економічного розвитку, де близько 90% людей із вадами зору не мають належного доступу до медичної допомоги [2-3]. До того ж сліпота чи слабозорість часто супроводжуються соціальною ізоляцією, депресивними станами та фінансовою залежністю, що ще раз акцентує увагу на потребі у створенні ефективних технологічних та реабілітаційних засобів.

Для України питання захисту офтальмологічного здоров'я є надзвичайно гострим, оскільки проблеми із зором фіксуються приблизно у третини населення [3]. Збільшення кількості патологій тісно пов'язане з поширенням міопії, цукрового діабету та судинних хвороб. Значний негативний вплив має і сучасний стиль життя, зокрема постійне використання цифрових пристроїв. Саме через надмірне напруження очей все частіше діагностуються синдром сухого ока та комп'ютерний зоровий синдром.

Згідно зі статистикою Всесвітньої організації охорони здоров'я (ВООЗ), до 80% усіх порушень зору піддаються лікуванню або профілактиці.

Вік є одним із найвагоміших чинників, що визначає рівень поширення офтальмологічних захворювань. Згідно зі статистикою, 82% повністю незрячих осіб та 65% людей зі зниженим зором належать до вікової категорії від 50 років і старше. Парадоксально, але ця демографічна група становить лише п'яту частину (20%) від загальної кількості населення планети [2, 3]. Водночас до зони підвищеного ризику входять і діти. Як зазначалося раніше, раннє погіршення або втрата зорової функції здатні суттєво гальмувати інтелектуальний прогрес та соціальне становлення дитини.

Підсумовуючи вищезазначене, можна стверджувати, що етіологія зорових дисфункцій має комплексний характер. Вона формується під впливом цілого спектра чинників: вікових змін, спадковості, інфекційних уражень, а також умов соціально-економічного середовища. Для успішного подолання цієї

масштабної проблеми необхідна синергія різних напрямків медицини та науки, яка має обов'язково включати своєчасне виявлення патологій, превентивні заходи та активне залучення передових технологічних розробок.

Людський зоровий апарат являє собою високоорганізовану багаторівневу систему. Вона об'єднує в собі як периферичні, так і центральні відділи, тісна і безперервна взаємодія яких гарантує здійснення всього комплексу процесів візуального сприйняття.

Первинним органом зору є око. Воно складається з кількох ключових структур (рис. 1), що взаємодіють на різних етапах обробки світла: рогівка (cornea) відповідає за первинне заломлення; райдужка (iris) регулює кількість потрапляння; кришталік (lens) здійснює додаткове фокусування; сітківка (retina) перетворює сигнал на нервові імпульси.

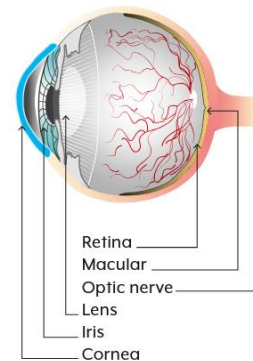


Рис. 1. Будова ока людини

Трансформація світлових подразників у нервові імпульси відбувається в сітківці, після чого згенеровані електричні сигнали транспортуються по зоровому нерву (optic nerve) до хіазми – перехрестя зорових нервів (optic chiasm). Саме в цій анатомічній зоні відділів мозку реалізується часткове переплетення нервових трактів, як продемонстровано на рис. 2.

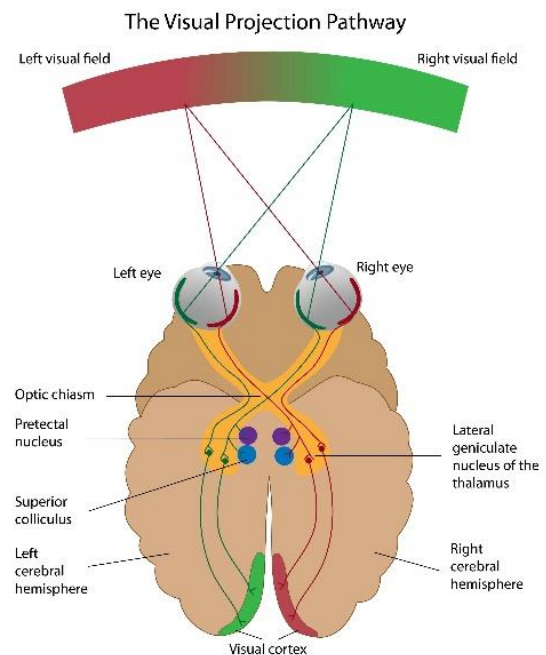


Рис. 2. Структура зорового аналізатору людини

Наступним етапом є передача нервових імпульсів до латерального колінчастого тіла (ЛКТ). Ця специфічна структура таламуса виконує функцію своєрідного фільтра та базового вузла аналізу візуальних даних. Саме в ЛКТ здійснюється класифікація, підсилення та попередня консолідація отриманих сигналів. Завдяки цьому механізму найпріоритетніша сенсорна інформація відокремлюється ще до того, як досягне кори головного мозку [1].

Від ЛКТ нервові волокна (аксони) проходять крізь зорову променистість, досягаючи первинної зорової кори (зона V1), яка локалізована в потиличній частці мозку. На цьому етапі стартує глибинний кортикальний аналіз візуальних подразників: нейронна мережа починає ідентифікувати просторове розташування, контури, рівень контрастності та вектори руху об'єктів на вищому когнітивному рівні [1]. Саме за таким алгоритмом центральні відділи зорового апарату фіналізують перетворення зовнішнього фізичного подразника (світла) на наше усвідомлене та суб'єктивне візуальне сприйняття дійсності.

Кодування та передача сигналу

Процес кодування зорових сигналів відбувається у сітківці – делікатному шарі нейрональної тканини. Вона утворена п'ятьма головними класами нейронів (рис. 3). Їхня спільна функція полягає у базовій обробці візуальної картини та спрямуванні згенерованих імпульсів до вищих рівнів зорової системи:

- фоторецептори (палички та колбочки);
- горизонтальні, біполярні, амакринові та гангліозні клітини.

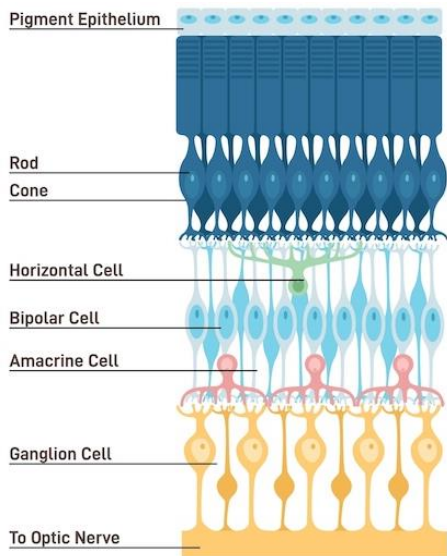


Рис. 3. Структура сітківки

Функція паличок полягає в забезпеченні зорового сприйняття за умов слабого світла (так званий скотопічний зір). Натомість колбочки є активними переважно під час яскравого денного освітлення (фотопічний зір), відповідаючи за диференціацію кольорів та високу деталізацію візуальної картини [3].

Світлові стимули збуджують фоторецептори, генеруючи імпульси, які далі підлягають проміжній трансформації за участю амакринових, горизонталь-

них та біполярних нейронів. Після цієї попередньої фільтрації та консолідації інформація надходить до гангліонарних (гангліозних) клітин. Саме з їхніх довгих відростків – аксонів – і формується цілісна структура зорового нерва, яким сигнали прямують до центральної нервової системи.

Механізм фототрансдукції, який полягає у трансформації енергії світла у нервові (електричні) імпульси, стартує в момент захоплення квантів світла клітинами-фоторецепторами. Що запускає каскад фотохімічних перетворень, унаслідок яких виникають коливання мембранного потенціалу рецептора. Як наслідок, відбувається регуляція секреції специфічних нейромедіаторів, що дозволяє транслювати отримані дані до наступних рівнів нейронної мережі [3].

Що стосується сприйняття кольорів, то за їх шифрування на рівні сітківки відповідають три різновиди колбочкових клітин. Як проілюстровано на рис. 4, кожен із цих типів налаштований на сприйняття специфічного спектра світлових хвиль:

- довгих (червоний);
- середніх (зелений);
- коротких (синій).

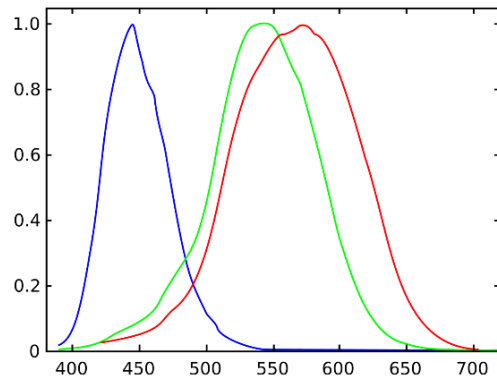


Рис. 4. Функції спектрального відгуку колбочок

Кольорову палітру, яку ми здатні розрізнити, формується завдяки балансу збудження цих трьох різновидів колбочок. За своєю суттю цей біологічний механізм є прямим аналогом колірної системи RGB, що масово застосовується під час кодування цифрової графіки [4, 5].

Фундаментальним принципом функціонування зорового апарату виступає явище ретинотопії. Його сенс полягає в тому, що початкова просторова конфігурація зображення, спроектована на сітківку ока, не зміщується, а переноситься у вигляді своєрідної топографічної карти на всі вищі рівні нейронного аналізу [2].

Завдяки такій специфічній архітектурі гарантується максимально точна трансляція параметрів простору, контрастності та інших якісних характеристик об'єктів. Зрештою, це дає змогу головному мозку конструювати цілісну, глибоко деталізовану та змістовну картину зовнішнього світу.

Головним центром, що відповідає за аналіз та розшифровку візуальних сигналів, є зорова кора (рис. 5), яка локалізується здебільшого в потиличній зоні мозку. Завдяки цій багатокомпонентній нейронній мережі формується повноцінна картина довкілля: ми

отримуємо здатність ідентифікувати предмети, визначати їхні просторові координати та адекватно реагувати на будь-які трансформації навколишнього середовища.

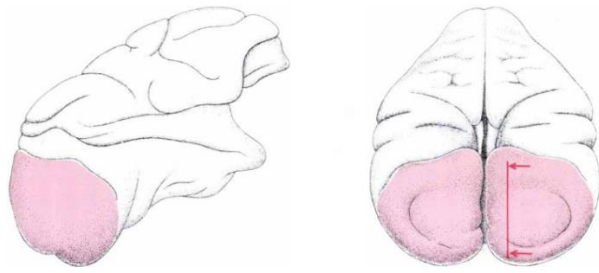


Рис. 5. Позначення первинної зорової кори в мозку людини

Функціонально зорова кора побудована за суворим ієрархічним принципом. Її окремі ділянки мають вузьку спеціалізацію, одні відповідають за примітивний аналіз форм, тоді як інші здійснюють глибоку семантичну обробку побаченого. Така архітектура дає мозку змогу генерувати високодеталізовані візуальні образи, що слугують фундаментом для вищих когнітивних функцій – запам'ятовування, концентрації уваги, процесу навчання та прийняття рішень.

Стартовим майданчиком кортикального аналізу виступає первинна зорова кора (відома як зона V1). Вона анатомічно розміщена вздовж шпорної борозни в потиличній частці та приймає нервові імпульси, що надходять від латерального колінчастого тіла (ЛКТ) таламуса по зорових трактах.

Клітини зони V1 характеризуються наявністю специфічних рецептивних полів. Вони активуються у відповідь на чіткі тригери: рівень контрастності, просторову частоту або певний кут нахилу лінії (горизонтальний, вертикальний чи діагональний). Фактично, ці нейрони здійснюють первинну деконструкцію візуального стимулу, розкладаючи складне зображення на найпростіші базові елементи, такі як текстури та контури об'єктів.

Після початкового етапу в зоні V1 оброблені дані спрямовуються до екстрастріарних (вторинних) відділів зорової кори. Кожна з цих ділянок має чітку функціональну спеціалізацію:

- зона V2: відповідає за розпізнавання складних геометричних форм, вигинів та кутів, а також бере безпосередню участь в оцінці просторової глибини та забезпеченні стереоскопічного бачення;
- зона V3: фокусується на загальній просторовій компоновці сцени та динамічній ідентифікації контурів об'єктів;
- зона V4: виступає головним центром кольорового аналізу, який додатково розпізнає специфіку поверхонь та їхні текстури, формуючи сприйняття відтінків;
- зона V5 (або MT): вузькопрофільна ділянка, що відповідає за детекцію руху – вона вираховує швидкість переміщення, вектори та загальну траєкторію фізичних тіл.

У сфері розробки систем штучного бачення саме зорова кора виступає головним об'єктом

втручання. Технології кортикального протезування базуються на прямій стимуляції нейронів цієї зони, що провокує появу фосфенів – елементарних світлових спалахів, з яких згодом конструюються спрощені зорові патерни [6-10]. Водночас, спираючись на феномен нейропластичності, зорова кора демонструє виняткову здатність перепрофілюватися на обробку інформації від альтернативних сенсорних каналів, беручи активну участь у крос-модальній інтеграції.

Підсумовуючи, можна стверджувати, що багаторівнева ієрархічна архітектура, високий ступінь пластичності та чітка функціональна спеціалізація перетворюють зорову кору не лише на фундаментальну базу природного сприйняття, а й на головну платформу для створення передових нейроінженерних рішень.

Механізми виникнення фосфенів

Під терміном фосфени в нейрофізіології розуміють специфічні візуальні відчуття у вигляді світючих точок, спалахів чи складних геометричних патернів, які формуються у свідомості людини за повної відсутності зовнішнього світлового подразника.

У природних умовах такі суб'єктивні зорові артефакти найчастіше є наслідком прямого механічного впливу на очне яблуко (зокрема, на сітківку) або ж виступають супутнім симптомом певних патологічних станів, наприклад, зорової аури при мігрені. Проте найбільший інтерес для сучасної нейроінженерії становить можливість генерувати фосфени штучно (рис. 6). Цього досягають за допомогою цілеспрямованого подання електричних імпульсів на структури зорового нерва або безпосередньо на ділянки зорової кори головного мозку [6-9].

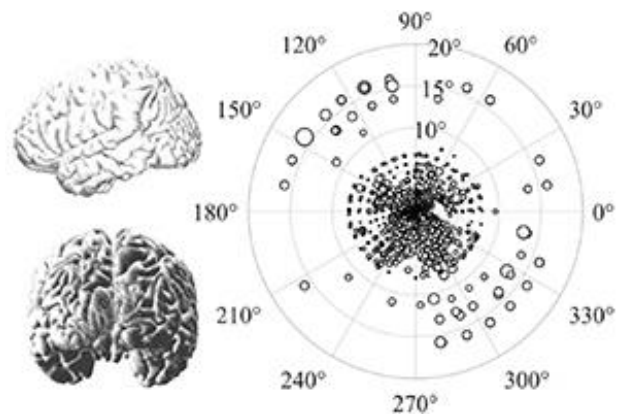


Рис. 6. Схематичне зображення конектому фосфенів

У сфері розробки візуальних протезів феномен фосфенів відіграє центральну роль. Фізіологічне підґрунтя цього явища базується на безпосередньому збудженні нейронних ланцюгів зорового тракту. Зокрема, коли на зорову кору подається електричний імпульс, виникає вогнищева нейрональна активність, яку головний мозок дешифрує як реальні спалахи світла.

Передові системи штучного бачення, такі як ретинальний імплант Argus II або кортикальний протез Orion, використовують сукупність таких штучних фосфенів для конструювання базових візуальних патернів. Згенеровані образи мають низьку роздільну

здатність, проте дають незрячим пацієнтам змогу ідентифікувати загальні обриси предметів, орієнтуватися в просторі та помічати великі перешкоди.

Специфічною рисою штучно викликаних фосфенів є їхня просторова стабільність (статичність). Координати індукованого світлового спалаху в полі зору жорстко прив'язані до анатомічного розташування стимульованих нейронів у кожного конкретного пацієнта. Однак результати актуальних досліджень свідчать про те, що просторові координати фосфенів у суб'єктивному полі зору далеко не завжди лінійно збігаються з фізичною топологією активованих нейронів кори головного мозку [8]. Топографічна невідповідність постає як одна з найгостріших проблем у процесі проектування та калібрування сучасних нейропротезів.

Слід особливо наголосити: цілеспрямоване збудження поодиноких нервових клітин чи їхніх мікрокластерів рідко призводить до появи чітко прогнозованого геометричного малюнка з фосфенів (рис. 7). Натомість генерується доволі заплутана та нелінійна конфігурація візуальних артефактів. Така специфіка виникнення образів безпосередньо детермінується унікальною мікроархітектурою нейронних мереж кожного окремого пацієнта [6, 8].

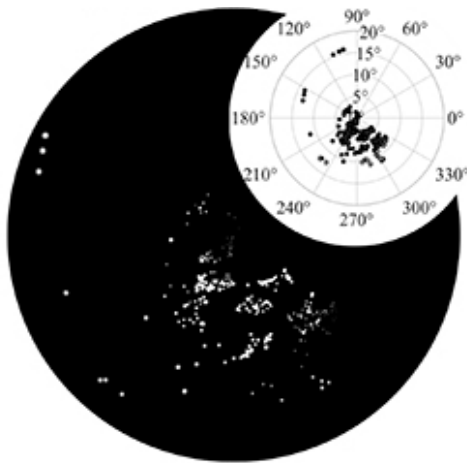


Рис. 7. Мапа фосфенів, придатних до активації

З огляду на це, проблема точного зіставлення штучних фосфенів із конкретними локусами зорової кори перетворюється на одне з найпріоритетніших завдань під час конструювання нейроінтерфейсів. Для забезпечення стабільного та функціонально придатного зорового сприйняття розробникам необхідно здійснювати глибоке ретинотопічне картографування та гнучко налаштовувати параметри стимуляції.

Ще однією вагомою перешкодою виступає гетерогенність нейрональної відповіді. Кортикальний шар налічує мільйони нервових клітин, кожна з яких володіє унікальними рецептивними полями, налаштованими на специфічні тригери (наприклад, вектори руху або орієнтацію ліній у просторі). Поточні технології електростимуляції через імпланти здебільшого збуджують цілі нейронні кластери, а не ізольовані клітини. Як наслідок, індуковані фосфени втрачають чіткість, стаючи розмитими та структурно деформованими [6, 8].

Базові параметри електростимуляції – такі як амплітуда струму, частота та тривалість імпульсу – безпосередньо детермінують морфологію фосфенів, змінюючи їхню інтенсивність світіння, габарити та конфігурацію (рис. 8) [9]. Суб'єктивне сприйняття цих візуальних артефактів суттєво відрізняється, пацієнти можуть ідентифікувати їх як чіткі крапки, яскраві спалахи, смуги, кільцеподібні структури або ж дифузні плями [7]. Крім того, індуковані образи здатні набувати білуватих, сіруватих, жовтуватих чи синюватих відтінків [7], проте цілеспрямоване апаратне керування кольірним спектром наразі залишається нерозв'язаною проблемою. Така висока варіативність характеристик значно ускладнює процес генерації стійких та прогнозованих візуальних картин.

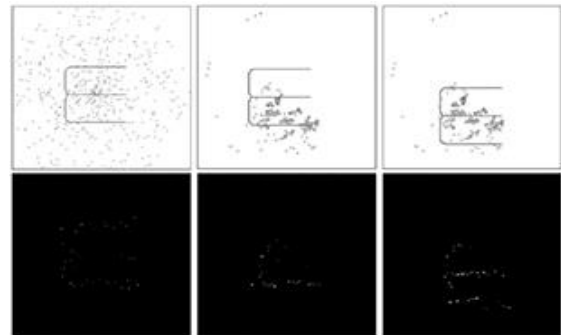


Рис. 8. Передбачуваний результат стимуляції

Наступною перешкодою є просторова локалізація фосфенів, яка часто дисонує з реальною анатомічною топологією зорової кори. З метою мінімізації цих просторових похибок та підвищення якості штучного зору, сучасні наукові розробки фокусуються на максимізації щільності мікроелектродних матриць. Рівноцінно важливим вектором є створення смарт-алгоритмів керування стимуляцією, які б адаптувалися до унікальних патернів нейрональної активності конкретного реципієнта.

Перспективні наукові розвідки у сфері візуального протезування, сфокусовані на прецизійному топографічному відображенні нейрональних процесів та глибинній модернізації стимулюючих нейроінтерфейсів, здатні кардинально розширити експлуатаційні можливості таких пристроїв. Зрештою, акумуляція цих технологічних проривів дозволить зробити штучно згенеровану картину світу максимально наближеною до повноцінного біологічного бачення.

Просторове кодування зображень у візуальній системі

Просторове кодування зображень є основою зорового сприйняття, що дає змогу центральній нервовій системі декомпонувати багатовимірні зорові картини на набір базових маркерів – обриси об'єктів, їхні межі та зони різкого перепаду освітленості.

На біологічному рівні цей етап аналізу ініціюється безпосередньо в нейронних шарах сітківки. Там гангліонарні клітини фіксують точкові коливання яскравості світла в межах своїх рецептивних полів, у такий спосіб екстрагуючи первинні структурні патерни та рівні контрасту.

Природна парадигма знайшла своє пряме відображення в технологіях комп'ютерного зору (CV). Алгоритмічний пошук градієнтів та країв виконує аналогічну функцію – відокремлює ключові структурні компоненти цифрового кадру. Під час створення комп'ютерних моделей зорового сприйняття така біомімітація реалізується через спеціальні оператори виділення контурів [11].

Серед усього арсеналу методів CV саме алгоритм Кенні визнано найбільш релевантним та фізіологічно доцільним інструментом. Найбільш фізіологічно обґрунтованим та ефективним вважається алгоритм Кенні, оскільки поєднує декілька етапів обробки [12]:

- згладжування сигналу;
- виявлення градієнтів;
- придушення не максимумів;
- порогова фільтрація.

Для ефективного придушення цифрового шуму та високочастотних артефактів застосовується метод Гауссового згладжування, який діє як інструмент просторового розмиття.

За допомогою двовимірної функції Гауса здійснюється перерахунок інтенсивності кожного конкретного пікселя у вихідному кадрі:

$$G(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \cdot e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}},$$

де x, y – координати точки зображення; σ – параметр розмиття, що моделює розсіювання сигналу.

Відповідно, процес формування фінального згладженого кадру зводиться до математичної операції конволюції (згортки) масиву початкового зображення з матрицею рецептивного фільтра:

$$I_{blur}(x, y) = (I \cdot G)(x, y) = \sum_i \sum_j I(x-i, y-j) \cdot G(i, j),$$

де $I(x, y) \in [0, 255]$ – вхідне зображення, подане у відтінках сірого; G – ядро гаусового фільтра.

Далі виконується розрахунок вектора градієнта інтенсивності пікселів із застосуванням спеціалізованих просторових фільтрів:

$$|\nabla I_{blur}(x, y)| = \sqrt{(G_x \cdot I_{blur})^2 + (G_y \cdot I_{blur})^2},$$

$$\text{де } G_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}, G_y = \begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix} \text{ – ядра опе-}$$

ратора Собеля.

Для спрощення подальшого аналізу та точного позиціонування сусідніх пікселів, увесь діапазон можливих напрямків розбивається на чотири базові сектори: горизонтальна (0°), вертикальна (90°) та дві діагональні (45° і 135°).

На основі отриманих даних обчислюється вектор спрямування градієнта в кожному вузлі зображення. Для подальшої стабілізації алгоритму цей кут підлягає процедурі квантування, тобто округлення до

одного з чотирьох опорних напрямків, що математично виражається через арктангенс відношення частинних похідних [13]:

$$\Theta(x, y) = \arctg_2(G_y \cdot I_{blur}, G_x \cdot I_{blur}),$$

де $\arctg_2(x, y) \in (-\pi; \pi]$ – функція арктангенса з двома аргументами, що обчислює кут напрямку вектора у полярній системі координат. Завдяки цим розрахунковим даним стає можливим не лише кількісно оцінити інтенсивність локальних флуктуацій яскравості, а й чітко локалізувати вектор, уздовж якого спостерігається найбільший контраст. Фінальна стадія обробки за методом Кенні охоплює каскад процедур: придушення не максимумів (для витончення ліній), двопорогову фільтрацію (для відсікання шумів) та трасування контурів методом гістерезису [14-15]. У результаті цього багаторівневого аналізу генерується підсумкова бінарна матриця контурів, де логічна одиниця відповідає виявленій межі об'єкта:

$$C(x, y) \in \{0, 1\}^{M \times N},$$

де $M \times N$ – роздільна здатність зображення, пікселів; $C(x, y) = 1$ – активний контур.

Використання подібних підходів імітує фундаментальну властивість людського зору – здатність до селективної концентрації на домінантних об'єктах при одночасному нівелюванні надлишкових деталей. Такий механізм фільтрації набуває особливого значення в розробці нейронних протезів, де пропускна здатність каналів передачі сигналів до кори головного мозку є суворо лімітованою [13].

Отже, замість спроб репродукувати весь масив складних нейрональних обчислень, доцільно використовувати алгоритмічні методи акцентування контрастних градієнтів. Це дозволяє генерувати лаконічні та зрозумілі візуальні образи, які, попри свою спрощеність, зберігають ключову інформацію про просторову структуру сцени.

Ретинотопічна організація та картографування зорової кори

В основі функціонування зорового аналізатора лежить ретинотопічна організація – фундаментальна властивість, що забезпечує топологічну цілісність передачі візуальних даних від сітківки до вищих нервових центрів. Завдяки цьому механізму кожна локальна зона ретинального шару має чітку проєкцію на специфічний сегмент зорової кори, що дозволяє формувати впорядковану карту видимого простору в головному мозку. У процесі математичного моделювання штучного бачення цей біологічний принцип відтворюється через створення фосфенних мап. Вони являють собою структуровані масиви дискретних точок, які імітують вогнища нейрональної активації в первинній зоровій корі (V1), що фактично відповідає просторовому розміщенню електродів у реальних нейроімплантах.

У клінічній практиці координати доступних точок стимуляції визначаються шляхом комплексних нейрофізіологічних досліджень, функціонального

картування кори та верифікації під час хірургічних маніпуляцій. Такі підходи дозволяють встановити жорстку кореляцію між конкретним електродом протеза та його «відгуком» у певній ділянці зорового поля пацієнта. Проте на етапі теоретичного моделювання, коли прямі емпіричні дані можуть бути недоступними або надлишковими, доцільно використовувати абстрактну концепцію фосфенних мап. У такому контексті вони представляються як дискретні сітчасті поля з чітко визначеними геометричними параметрами:

$$P \in \{0,1\}^{K \times L},$$

де $K \times L$ – роздільність матриці; $P(i, j) = 1$ – факт присутності фосфена на відповідній позиції.

Для адекватного відтворення біологічної неоднорідності та технічних обмежень реальних пристроїв у розрахункову модель інтегровано ймовірнісний коефіцієнт втрати фосфенів. Цей параметр дає змогу врахувати статистичну можливість відсутності зорового відгуку, що в реальних умовах може бути наслідком апаратної несправності конкретних електродів, недостатнього рівня нейрональної активації або локального зниження чутливості рецептивних полів:

$$P(i, j) = \begin{cases} 1, & \text{якщо } \xi_{i,j} > \rho_{drop}, \\ 0, & \text{інакше} \end{cases}$$

де $\xi_{i,j} \sim U[0,1]$ – рівномірно розподілена випадкова величина у точці; $\rho_{drop} \in [0,1]$ – параметр, що визначає ймовірність пропуску фосфенів.

Отже, розроблена модель фосфенної мапи забезпечує можливість симуляції просторово-селективного збудження, що базується на анатомічній структурі та функціональних особливостях зорового апарату. Крім того, такий підхід дозволяє математично оцінити наслідки поступової деградації імплантованих компонентів, що є критично важливим для прогнозування довгострокової ефективності нейропротезів.

Моделювання перцептивного образу

Процес формування перцептивного образу в межах імітаційного моделювання зосереджений на репродукції механізмів, за допомогою яких когнітивна система трансформує штучні імпульси у цілісне візуальне уявлення. Штучно індуковані фосфени, що виникають внаслідок електростимуляції нейронних структур, зазвичай дешифруються мозком як світлові плями з дифузними межами. При цьому їхня морфологія суттєво детермінується персональними нейроанатомічними характеристиками реципієнта. Щоб досягти максимальної відповідності моделі реальним фізіологічним процесам, необхідно враховувати градієнтну структуру розподілу фоторецепторів. Центральна ділянка (фовеа) відзначається максимальною концентрацією колбочок, що зумовлює найвищу гостроту зору. У міру віддалення від центру до периферії щільність рецепторів стрімко знижується, що призводить до деградації деталізації.

У контексті цифрового моделювання фосфенних мап ця закономірність реалізується через динамічну

зміну геометричних параметрів візуальних елементів. Зокрема, радіус фосфенів корелює з їхньою ексцентричністю: чим більша відстань від центральної осі зору, тим більшим є діаметр світлової плями, що імітує зниження роздільної здатності на периферії:

$$r(i, j) = r_0 \cdot \left(1 + \alpha \cdot \sqrt{(x_i - x_c)^2 + (y_i - y_c)^2} \right),$$

де r_0 – базовий радіус у центрі зображення; (x_c, y_c) – координати центру зображення; α – коефіцієнт масштабування, що визначає, наскільки швидко зростає розмір фосфенів при віддаленні від центру.

Застосування такої методики дозволяє розрахунковій моделі інтегрувати фундаментальну ретинотопічну архітектуру зорового тракту з персоналізованими анатомічними чинниками. Мова йде, перш за все, про врахування локальної щільності ретинальних фоторецепторів та фактичну геометрію розміщення електродної матриці нейроімплантату. Сформоване в результаті імітаційне поле демонструє високу концентрацію малих, деталізованих фосфенів у центральній зоні, тоді як периферійні області заповнюються масштабнішими та менш вираженими елементами. Такий градієнт чітко репродукує природну фізіологічну деградацію зорової роздільної здатності від центру до країв. З математичної точки зору, кожен окремий візуальний спалах описується як двовимірний розподіл Гауса, фокус якого збігається з відповідним вузлом розрахункової сітки:

$$\Phi_{i,j}(x, y) = e^{-\frac{(x-x_i)^2 + (y-y_i)^2}{2\sigma_{i,j}^2}},$$

де $\sigma_{i,j} = \frac{r(i,j)}{k}$ – ступінь розмиття, пропорційний до розміру фосфена.

Враховуючи, що в реальних умовах нейростимуляції візуальні артефакти рідко мають ідеальну ізотропну форму, їхня морфологія в моделі апроксимується двовимірною еліптичною геометрією. Таке представлення дозволяє врахувати анізотропію розповсюдження електричного поля в нервовій тканині та індивідуальну витягнутість світлових плям:

$$\frac{(x-x_i)^2}{a_{i,j}^2} + \frac{(y-y_i)^2}{b_{i,j}^2} \leq 1,$$

де (x_i, y_i) – координати центру фосфена у площині зображення; $a_{i,j}$ та $b_{i,j}$ – півосі еліпса.

Зважаючи на високий ступінь суб'єктивності та неоднорідності сприйняття подібних ілюзорних спалахів, у математичний апарат моделі доцільно впровадити механізм деформації головних осей еліпсів, що дозволяє симулювати просторову анізотропію фосфенів шляхом варіації їхніх лінійних параметрів (півосей):

$$a_{i,j} = r(i, j) \cdot \xi_a, b_{i,j} = r(i, j) \cdot \xi_b,$$

де $\xi_a, \xi_b \sim U[0.8, 1.2]$ – випадкові коефіцієнти деформації ($\pm 20\%$ від 1).

Така модифікація дає змогу репродукувати автентичну неоднорідність сприйняття, що є наслідком багатофакторної просторової взаємодії між стимулюючими елементами та нейрональними мережами. Впровадження механізмів морфологічної деформації фосфенів значно підвищує прецизійність моделі, наближаючи її до емпіричного досвіду пацієнтів, у яких контури зорових феноменів зазвичай суттєво дисонують з ідеалізованими геометричними припущеннями.

Результати

Центральним завданням розробленого програмного забезпечення є синтез фосфенної репрезентації візуальних образів на основі аналізу вихідних графічних даних. Процес моделювання базується на побудові стохастичної фосфенної мапи, що імітує унікальну ретинотопічну архітектуру зорового апарату конкретного суб'єкта.

Архітектура програми дозволяє здійснювати прецизійне налаштування критичних параметрів симуляції, які не залежать від методів первинної обробки сигналу. Аналіз фосфенного представлення чітко відображає закладені принципи ретинотопічної організації, що проявляється у нерівномірній деталізації образу. Зокрема, у центральній частині зорового поля, яка відповідає зоні фовеального зору, спостерігається висока щільність дрібних та чітко локалізованих фосфенів, що дозволяє ідентифікувати дрібні деталі об'єктів.

Водночас, у міру наближення до периферії зображення, фосфени закономірно збільшуються у розмірах та набувають дифузного характеру, імітуючи природне зниження роздільної здатності зорового аналізатора.

Отриманий у такий спосіб результат (рис. 9) демонструє успішне застосування еліптичної деформації фосфенів та квантування орієнтації контурів, що забезпечує структурну цілісність сприйнятого образу навіть за умов значного спрощення візуальних даних.

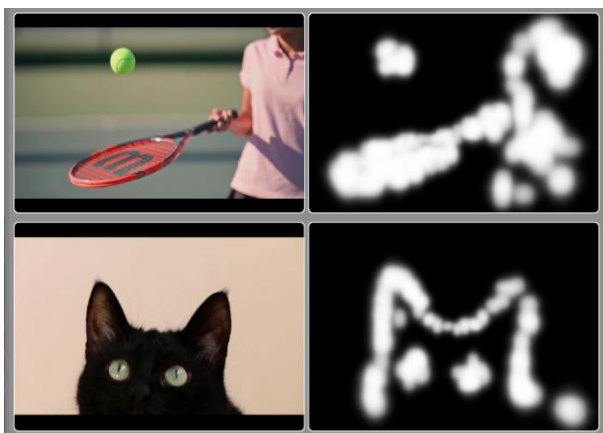


Рис. 9. Порівняння оригінального та фосфенного представлень

Таким чином, порівняння оригінального та фосфенного представлень підтверджує, що розроблена модель дозволяє формувати інформативний зоровий образ, який адекватно відтворює геометрію реальної сцени через призму технічних та фізіологічних обмежень нейроінтерфейсу.

Висновки

У результаті проведеного дослідження розроблено та науково обґрунтовано комплексний підхід до моделювання фосфенних образів, що дозволяє суттєво підвищити реалістичність симуляції зорового сприйняття в системах нейропротезування. Проаналізовані механізми виділення ключових ознак зображення за допомогою покращеного алгоритму Кенні та впроваджене квантування орієнтації контурів довели свою ефективність у забезпеченні стабільності візуальних об'єктів при їх трансформації у дискретну фосфенну структуру.

Важливим теоретичним і практичним внеском роботи є інтеграція ретинотопічних принципів у математичну модель фосфенної мапи. Врахування анатомічної нерівномірності розподілу фоторецепторів сітківки через динамічну зміну геометрії фосфенів дозволило відтворити природну варіативність людського зору, де висока деталізація у фовеальній зоні поєднується з дифузним сприйняттям на периферії. Застосування двовимірних функцій Гауса з еліптичною деформацією забезпечило адекватну апроксимацію форми фосфенів, наближаючи модель до реальних нейрофізіологічних відгуків, що виникають при електричній стимуляції зорової кори.

Додатково впроваджені імовірнісні параметри деградації елементів стимуляції дозволили врахувати технічні втрати сигналів, що робить розроблену модель цінним інструментом для прогностичної оцінки якості зорового заміщення. Сформована програмна модель доводить, що навіть за обмеженої роздільної здатності сучасних електродних матриць, використання запропонованих алгоритмів обробки дозволяє створювати інформативні та впізнавані зорові образи. Таким чином, результати роботи створюють надійне підґрунтя для проектування та індивідуальної оптимізації параметрів візуальних нейропротезів наступного покоління.

Конфлікт інтересів. Автори декларують, що не мають конфлікту інтересів стосовно даного дослідження, в тому числі фінансового, особистісного характеру, авторства чи іншого характеру, що міг би вплинути на дослідження та його результати, представлені в даній статті.

Використання засобів штучного інтелекту. Автори підтверджують, що не використовували технології штучного інтелекту при створенні представленої роботи.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Man, D., Olchawa, R. (2018), "The Possibilities of Using BCI Technology in Biomedical Engineering", *Biomedical Engineering and Neuroscience: Proceedings of the 3rd International Scientific Conference on Brain-Computer Interfaces*, Opole, Poland, March 13–14, 2018 (Advances in Intelligent Systems and Computing). Cham: Springer, Vol. 720, P. 30–37. https://doi.org/10.1007/978-3-319-75025-5_4

2. Thaler, L., Goodale, M. A. (2016), "Echolocation in humans: an overview", *Wiley Interdisciplinary Reviews: Cognitive Science*, Vol. 7, No. 6, P. 382–393. <https://doi.org/10.1002/wcs.1408>
3. Зделова, Г. С. (2023), "Офтальмологічна допомога в Україні. Стан та перспективи удосконалення (огляд літератури)", *Клінічна та профілактична медицина*, Т. 1, № 23, С. 78–85. [https://doi.org/10.31612/2616-4868.1\(23\).2023.11](https://doi.org/10.31612/2616-4868.1(23).2023.11)
4. Єрошенко, О. А., Ціпковський, В. О. (2025), "Порівняльний аналіз методів реального часу для розпізнавання жестів на основі Mediapipe, OpenCV та YOLOv8", *Системи управління, навігації та зв'язку. Збірник наукових праць*, Т. 4, № 82, С. 62–65. <https://doi.org/10.26906/SUNZ.2025.4.062>
5. Федорченко, В. М., Єрошенко, О. А. (2025), "Застосування алгоритмів штучного інтелекту для моделювання загроз інформаційних систем", *Вчені записки Таврійського національного університету імені В.І. Вернадського. Серія: Технічні науки*, Т.6 (75), Ч. 2, С. 384–391. <https://doi.org/10.32782/2663-5941/2025.6.2/52>
6. Wang, H. Z., Wong, Y. T. (2023), "A novel simulation paradigm utilizing MRI-derived phosphene maps for cortical prosthetic vision", *Journal of Neural Engineering*, Vol. 20, No. 4. <https://doi.org/10.1088/1741-2552/aceca2>
7. Chen, S. C. et al. (2009), "Simulating prosthetic vision: I. Visual models of phosphenes", *Vision Research*, Vol. 49, No. 12. P. 1493–1506. <https://doi.org/10.1016/j.visres.2009.02.003>
8. Fernández, E. et al. (2021), "Visual percepts evoked with an intracortical 96-channel microelectrode array inserted in human occipital cortex", *Journal of Clinical Investigation*, Vol. 131, No. 23. <https://doi.org/10.1172/jci151331>
9. Grani, F. et al. (2022), "Time stability and connectivity analysis with an intracortical 96-channel microelectrode array inserted in human visual cortex", *Journal of Neural Engineering*, Vol. 19, No. 4. <https://doi.org/10.1088/1741-2552/ac801d>
10. Янакаєв, А. А., Єрошенко, О. А. (2025), "Система симуляції зору", *Сучасні напрями розвитку інформаційно-комунікаційних технологій та засобів управління* : тези доп. учасників XV Міжнар. наук.-техн. конф., м. Баку–Харків–Жиліна, 24–25 квіт. 2025 р. Харків: Impress, Т. 2. С. 11. <https://doi.org/10.32620/ICT.25.t2>
11. Canny, J. (1986), "A Computational Approach to Edge Detection", *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Vol. PAMI-8, No. 6. P. 679–698. <https://doi.org/10.1109/tpami.1986.4767851>
12. Hubel, D. H., Wiesel, T. N. (1979), "Brain Mechanisms of Vision", *Scientific American*, Vol. 241, No. 3. P. 150–163. <https://doi.org/10.1038/scientificamerican0979-150>
13. Barkovska, O., Shapiro, A., Mavrynskyi, O., Zhebin, P. (2025), "Дослідження чутливості методу визначення відстані до об'єктів на основі алгоритму FaceMesh", *Системи управління, навігації та зв'язку. Збірник наукових праць*, Т. 2, № 80, С. 76–82. <https://doi.org/10.26906/SUNZ.2025.2.076>
14. Коваленко, А. А., Чхеїдзе, В. О., Севостьянова, О. М., Фомічов, О. О. (2025), "Підвищення точності аналізу та обробки складноструктурних зображень", *Системи управління, навігації та зв'язку. Збірник наукових праць*, Т. 2, № 80, С. 137–140. <https://doi.org/10.26906/SUNZ.2025.2.137>
15. Barkovska, O. (2025), "Formal description of interaction and data flows in multimodal assistive systems for user autonomy support", *Вісник Херсонського національного технічного університету*, №4 (95), Ч. 4, С. 15–20. <https://doi.org/10.35546/kntu2078-4481.2025.4.3.2>

Received (Надійшла) 12.01.2026

Accepted for publication (Прийнята до друку) 08.04.2026

Publication date (Дата публікації) 22.05.2026

ВІДОМОСТІ ПРО АВТОРІВ / ABOUT THE AUTHORS

Єрошенко Ольга Артурівна – доктор філософії, доцент кафедри електронних обчислювальних машин, Харківський національний університет радіоелектроніки, Харків, Україна;
Yeroshenko Olha – PhD, Associate Professor of the Department of Electronic Computers, Kharkiv National University of Radio Electronics, Kharkiv, Ukraine;
 e-mail: olha.yeroshenko@nure.ua; ORCID Author ID: <https://orcid.org/0000-0001-6221-7158>;
 Scopus Author ID: <https://www.scopus.com/authid/detail.uri?authorId=57808290700>.

Simulation of phosphene vision synthesis in visual neural interface systems

Olha Yeroshenko

Abstract. The subject of the study is algorithmic methods of visual information processing and the principles of phosphene image formation, adapted to the neurophysiological characteristics of the visual system for their application in artificial vision systems and neuroprosthetics. The purpose of the work is to develop a comprehensive method for simulating visual perception by integrating enhanced edge analysis (Canny algorithm) and mathematical modeling of phosphene maps, accounting for retinotopic organization and the probabilistic degradation of stimulation elements. The article addresses the following tasks: analyzing the mechanisms of extracting key image features using gradient methods; developing an approach for quantizing contour orientations to stabilize the visual image; constructing a mathematical model of a phosphene map as a discrete grid field with variable node parameters; accounting for the anatomical irregularity of retinal receptor distribution through dynamic changes in phosphene geometry; and modeling the technical instability of electrodes using probabilistic signal dropout parameters. The following methods are used: the Canny edge detection algorithm with four gradient orientations, mathematical modeling based on 2D Gaussian functions with elliptical deformation, principles of retinotopic mapping of the visual cortex (V1), and stochastic modeling methods to simulate implant degradation. The following results were obtained: a software model for phosphene representation was proposed, providing adaptive visual image formation depending on the eccentricity of visual field points; a spatial-selective stimulation mechanism was implemented, combining high detail in the center (fovea) with diffuse representation at the periphery; and the effectiveness of using elliptical deformation and angle quantization to increase the realism of artificial vision simulation was demonstrated. **Conclusions:** The developed modeling method proves that combining contour analysis with individual retinotopy and anatomical variability allows for the creation of informative visual images even under conditions of low neuroprosthetic resolution, providing a reliable theoretical framework for designing and configuring modern visual substitution systems.

Keywords: vision, phosphene, mathematical modeling, stimulation, visualization, model, artificial vision, neuroprosthesis.