

УДК 681.3.07 : 681.784

К.В. Можарська, В.М. Сокуренько

ЗМЕНШЕННЯ ВПЛИВУ ВІДБЛИСКІВ ПІД ЧАС АНАЛІЗУ ІРИДОДІАГНОСТИЧНОГО ЗОБРАЖЕННЯ ОКА

Вступ

Іридодіагностика, яка базується на оцінці адаптаційно-трофічних змін райдужної оболонки ока, відіграє важливу роль при виявленні набутих і спадкових захворювань людини. Для комп'ютерної іридодіагностики властиві оперативність одержання результату, простота і безпечність дослідження, висока інформативність, комфортність для пацієнта і лікаря та раннє виявлення багатьох патологічних зсувів [1, 2]. Автоматизація процесу іридодіагностики полягає в комп'ютерному аналізі зображення ока, при якому одним із важливих моментів є виділення зіниці ока [2], яке потребує вирішення ряду проблем. Так, на іридодіагностичному зображенні, як правило, є велика кількість специфічних точок, що належать до краю зіниці (відблиски, вії і тіні від них, крайові точки райдужки та окремих її ділянок тощо). Існує велика кількість універсальних алгоритмів знаходження крайових точок на зображеннях [3, 4], які, однак, недостатньо ефективні при виділенні краю зіниці через названі особливості. Відблиски, які практично завжди є на іридодіагностичному зображенні, спотворюють зображення знімка, через що відбуваються великі втрати інформації. Мінімізувати недоліки, пов'язані з наявністю відблисків, можна за допомогою спеціального приладу, але повністю позбутися їх не вдається. Тому перед обробкою і аналізом знімка необхідно усунути відблиски, для чого потрібний відповідний програмний апарат.

Постановка задачі

Мета даної статті – обґрунтування алгоритму зменшення впливу відблисків під час аналізу іридодіагностичного знімка (зокрема, при виділенні краю зіниці ока).

Огляд існуючих методів

Для вирішення проблеми, зазначеної вище, автори статті [5] розробили спеціалізований алгоритм виділення краю зіниці. Цей алгоритм, зокрема, враховує те, що зображення зіниці має точки, колір яких близький до чорного, та що

воно оточене райдужною оболонкою з точками інших кольорів. Це дає можливість знайти прямокутник, який відокремлює зіницю від іншої частини зображення та сприяє виділенню лише тих крайових точок, які належать до краю зіниці. Однак проблему видалення відблисків вирішено лише частково – тільки стосовно тих, які містяться поблизу краю зіниці. При цьому бралось до уваги те, що колір відблиску вже істотно відрізняється від чорного. Задачу ж видалення інших відблисків розв'язано не було зовсім. Розв'язати таку ж задачу спробували й автори статті [6]. Їх дослідження показали, що край зіниці і краї відблисків мають досить велику ширину (більше одного пікселя). У зв'язку з цим вони запропонували брати середню точку з широкого краю. Однак у нас виникає питання, як визначити край при наявності відблисків на межі зіниці з райдужною оболонкою ока. У [6] запропоновано проводити промені з кроком 1° із знайденого центра (проходячи від 0 до 359°). На кожному з даних променів "відкидалися" всі парні крайові точки, що належали до цих променів. У такий спосіб було запропоновано подавляти відблиски.

Істотним недоліком наведеного алгоритму, з нашої точки зору, є дискретність проведення променів з кроком 1° . Справа полягає в тому, що в центрі відстань між двома променями значно менша одного пікселя, а при віддаленні від центра зростає і відстань між точками променів, які мають однакові радіальні координати. Коли ця відстань перевищує один піксель, починають з'являтися необроблені пікселі. В результаті запропонований алгоритм втрачає велику кількість точок на краю зіниці, що знижує надійність при подальшій обробці іридодіагностичного знімка (рис. 1, б).

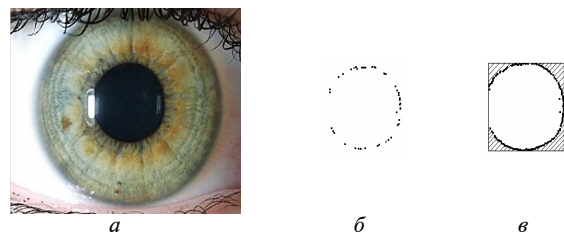


Рис. 1. Приклад застосування алгоритмів: *а* – вихідне зображення; *б* – точки краю зіниці після видалення відблисків авторами [3]; *в* – точки краю зіниці після видалення відблисків з охоплюючим прямокутником авторами даної статті

Алгоритми, наведені у згаданих публікаціях, мають ряд недоліків і недостатньо ефективні у видаленні відблисків. Тому розробка такого алгоритму є дійсно актуальною задачею.

Обґрунтування удосконаленого алгоритму

Як зазначалося вище, алгоритм, наведений у [5], виділяє прямокутник, який містить у собі всі крайові точки зіниці. Отже, всі відблиски, які знаходяться поза межами такого прямокутника, автоматично виключаються з подальшого аналізу.

У криволінійних трикутниках, обмежених краєм зіниці і кутами прямокутника (заштриховані ділянки на рис. 1, в), алгоритм нехтує відблисками тому, що ця ділянка належить до райдужної оболонки, а колір точок у ній відрізняється від чорного.

Для видалення відблисків, які знаходяться

в середині зображення зіниці, від точок сторін побудованого прямокутника (з кроком в один піксель) проводяться відрізки до центра зображення. Першу крайову точку, яка зустрічається на шляху сканування по прямій від сторін прямокутника до центра, будемо вважати крайовою точкою зіниці. Приклад обробки іридодіагностичного зображення програмою, яка базується на цьому алгоритмі, наведено на рис. 1, в.

Блок-схема розробленого алгоритму зображена на рис. 2. У складних випадках, коли відблиск зафіксовано на межі райдужної оболонки ока і зіниці, фахівцеві надається можливість вилучити відблиск вручну.

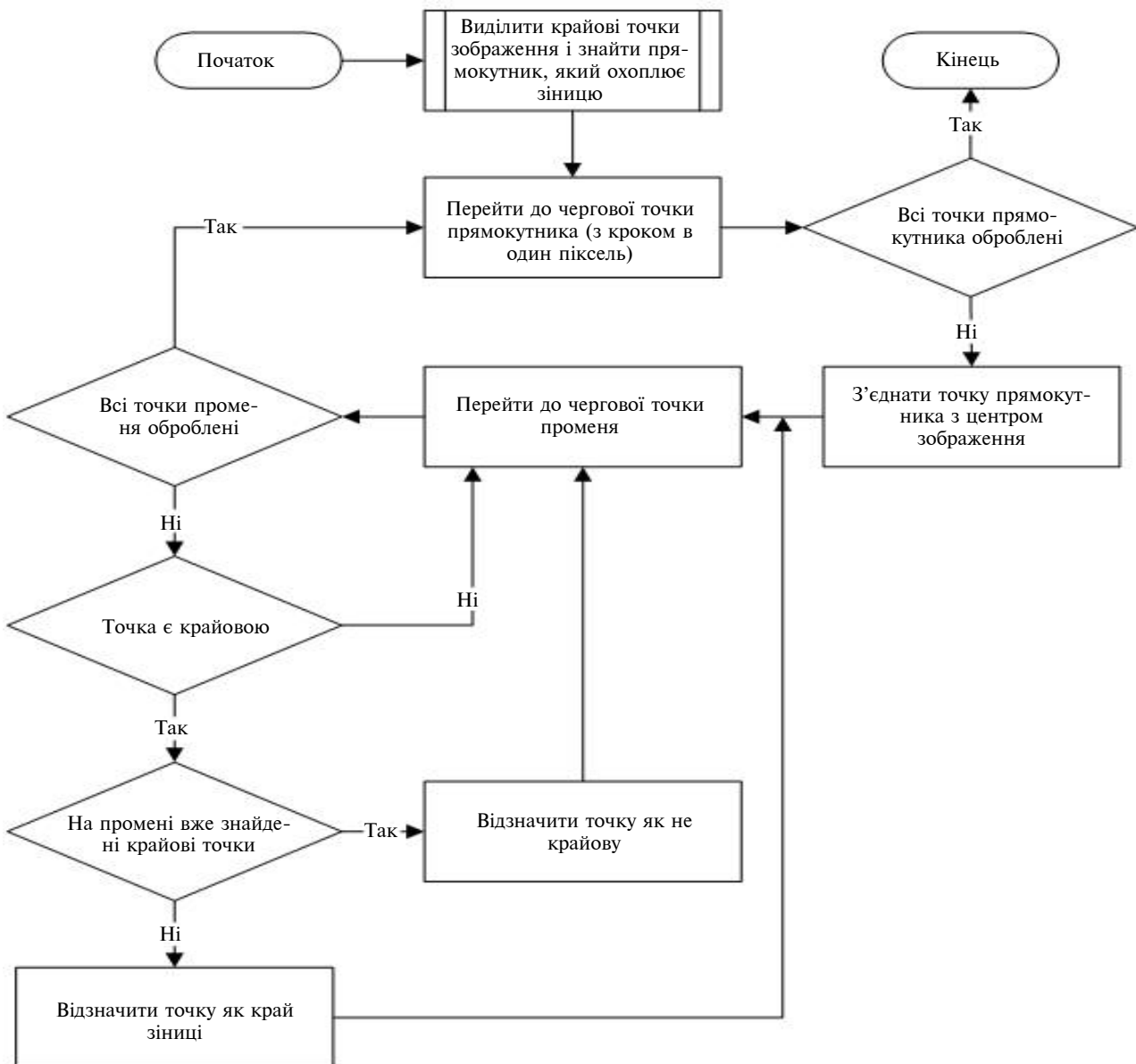


Рис. 2. Блок-схема запропонованого алгоритму видалення відблисків з іридодіагностичного зображення ока

Аналіз практичного застосування алгоритму

Для аналізу практичного застосування запропонованого алгоритму було проаналізовано 21 зображення очей людей. Якість фотографії оцінювалася суб'єктивно, за десятибальною шкалою (10–8 балів – високоякісний знімок, 7–5 балів – знімок середньої якості, 4–1 бал – знімок поганої якості). З вибраних фотографій 57% – високоякісні, 24% – середньої якості та 19% – поганої якості. Результатам обробки також надавалася оцінка за десятибальною шкалою. У процесі роботи алгоритм використовував два порогові значення: поріг чорного кольору (якщо сума складових кольору пікселя не перевищувала цей поріг, колір вважався чорним) і поріг крайових точок (точка вважалася крайовою, коли градієнт зміни кольору в ній перевищував цей поріг). Підвищення порога чорного кольору веде до того, що до множини чорних точок включаються точки з дещо більшою яскравістю. Підвищення порога крайових точок зменшує кількість крайових точок, які виділяються алгоритмом.

За допомогою розробленого програмного забезпечення встановлено, що при стандартних порогових значеннях (підібраних експериментально) якісне виділення краю зіниці відбулося на 43% іриодіагностичних знімків, на 24% знімків – була обробка середньої якості, 14% – поганої якості та у 19% випадків край зіниці не вдалося виділити. При обробці шести знімків (29% від усіх зображень) стандартні порогові значення було змінено, завдяки чому значно підвищилася якість обробки. Отримано було такі оцінки результатів: 67% – високоякісні, 29% – середньої якості, 4% – поганої якості. Наведені результати ілюструються діаграмами на рис. 3.

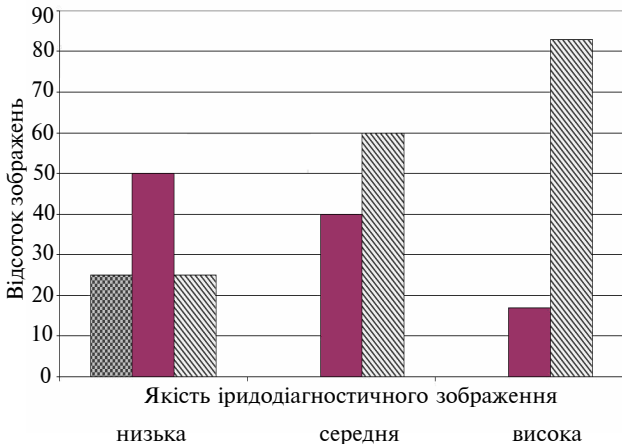


Рис. 3. Залежність якості виділення краю зіниці від якості зображення: ■ – низька якість виділення краю зіниці; ■ – середня якість; ▨ – висока якість

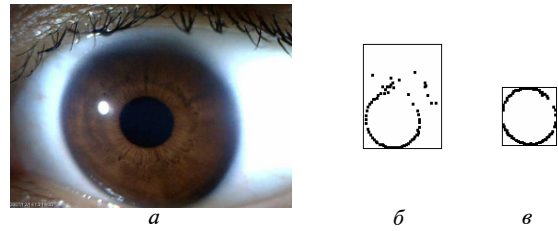


Рис. 4. Приклад застосування алгоритму видалення відблисків для іриодіагностичного зображення ока середньої якості: *a* – вихідне зображення; *б, в* – точки краю зіниці з охоплюючим прямокутником (*б* отримано з порогом для краю 500 і з порогом для чорного кольору 100; *в* отримано з порогом для краю 500 і з порогом для чорного кольору 75)

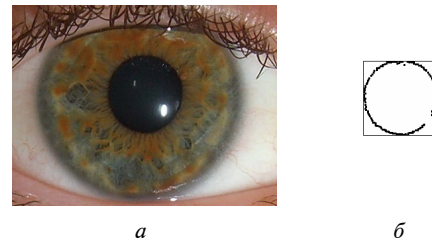


Рис. 5. Приклад застосування алгоритму видалення відблисків для іриодіагностичного зображення ока високої якості: *a* – вихідне зображення; *б* – точки краю зіниці з охоплюючим прямокутником (з порогом для краю 500 і з порогом для чорного кольору 100)

Залежність якості обробки від якості зображення була такою: для високоякісних зображень у 83% отримано високоякісний результат і в 17% – середній; для зображень середньої якості мали 60% високоякісних результатів і 40% середніх; у випадку знімків поганої якості отримано 25% високоякісних результатів, 50 – середніх і 25% – поганих. Приклади результатів обробки іриодіагностичних зображень наведено на рис. 4 і 5.

Наведені дані свідчать про те, що при практичному застосуванні розроблений алгоритм дає цілком задовільний результат. Чітко відстежується тенденція зниження якості виділення краю зіниці при зниженні якості знімка.

Висновки

Результати чисельного моделювання свідчать про те, що у переважній кількості випадків за допомогою запропонованого алгоритму можна надійно виділити край зіниці ока.

При високій і середній якості іриодіагностичного зображення алгоритм дає можливість дістати достатньо високу якість отриманого краю зіниці. Навіть при низькій якості зображення в більшості випадків можна отримати задовільний результат.

Якість роботи алгоритму можна підвищити за допомогою зміни значень параметрів – порогу чорного кольору і порога крайових точок. Перспективою подальшого використання

даного алгоритму є апроксимація форми зіниці, яка сприятиме визначенню параметрів відхилення викривлених зіниць та дозволить діагностувати захворювання [1, 2].

Е.В. Можарская, В.М. Сокуренько

УМЕНЬШЕНИЕ ВЛИЯНИЯ БЛИКОВ ВО ВРЕМЯ АНАЛИЗА ИРИДОДИАГНОСТИЧЕСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ ГЛАЗА

Предложен алгоритм удаления бликов с иридо-диагностического изображения глаза, который позволяет повысить надежность и точность выделения края зрачка глаза. Его преимущества и эффективность подтверждены результатами численного моделирования. Разработанный алгоритм базируется на возможности выделения прямоугольника, охватывающего все краевые точки зрачка. При соединении точки этого прямоугольника с центром изображения за точку края зрачка принимается только первая краевая точка на полученном луче, а все остальные на этом луче игнорируются.

K.V. Mozharska, V.M. Sokurenko

DECREASING BLINKS INFLUENCE AT THE ANALYSIS OF AN IRIDODOLOGYCAL IMAGE OF THE EYE

This paper proposes the algorithm for decreasing the blinks influence at the analysis of the iridologycal image of the eye. It allows improving the reliability and accuracy of pupil's edge detection. Its advantages and efficiency are confirmed by the results of numerical simulations. This algorithm is based on the detection of an encompassing rectangle for all pupil edge points. Each point of the rectangle is connected with the image center. Finally, we remove all edge points on this ray, except the first edge point.

1. *Кривенко В.В. и др.* Иридодиагностика: Справочник. – К.: УРЕ, 1991. – 142 с.
2. *Chou B. and Wachler B.* The role of pupil size in refractive surgery // A. Agarwal and S. Agarwal, editors. Textbook of Ophthalmology, Vol. 1. Jaypee Brothers, India, 2001.
3. *Forsyth D., Ponce J.* Computer Vision. A modern approach. – New York: Prentice Hall, 2002. – 720 p.
4. *Canny J.* A computation approach to edge detection // IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence. – 8(6). – P. 679–698.
5. *Можарська К.В., Сокуренько В.М.* Виділення крайових точок зіниці на іридодіагностичному зображенні ока // Вісник НТУУ "КПІ". Сер. Приладобудування. – 2010. – № 39.
6. *Lin X., Klette G., Klette R., Craig J. at al.* Accurately Measuring the Size of the Pupil of the Eye // Palmerston North. – 2003. – N 11. – P. 221–226.

Рекомендована Радою
приладобудівного факультету
НТУУ "КПІ"

Надійшла до редакції
24 грудня 2009 року