

ПОБУДОВИ ТРАЄКТОРІЇ РУХУ В ЗАДАЧІ СЕГМЕНТАЦІЇ МОЗКУ З ВИКОРИСТАННЯМ CUSUM-ФІЛЬТРА ГРАНИЧНИХ ПІКСЕЛІВ

Алхімова С.М.,

доцент кафедри біомедичної інженерії, к.т.н.

НТУУ «КПІ ім. Ігоря Сікорського», Україна

м. Київ, Україна

Кулешов В.О.,

студент 5го курсу факультету біомедичної інженерії

НТУУ «КПІ ім. Ігоря Сікорського», Україна

м. Київ, Україна

Для досліджень цереброваскулярних і онкологічних захворювань на сьогодні широко використовується метод динамічно-сприйнятливої контрастної магнітно-резонансної томографії (МРТ) [1, с.83]. В результаті такого дослідження отримують дані, за якими проводять перфузійний аналіз досліджуваних тканин. Визначення перфузійних характеристик потребує проведення попередньої обробки зображень, важливим кроком якої є проведення сегментації тканин мозку і створення бінарної маски для так званої перфузійної зони уваги [2, с.93].

Під час автоматизації зазначеної задачі доцільно використовувати сегментацію тканин мозку, що має добре працювати на T2- та T2*-зважених МРТ зображеннях голови. Основною проблемою сегментації таких зображень є візуалізації жирових тканин між мозком і черепом та наявність патологічних уражень мозку [3, с.59].

Для вирішення зазначених проблем під час створення програмного застосунку було реалізовано алгоритм сегментації із використанням CUSUM-фільтра граничних пікселів [4, с.2] та розроблено алгоритм локального пошуку [5, с.186] границь головного мозку.

На етапі локального пошуку здійснюється визначення самої границі B , що розділяє зображення на два регіони: «зовнішній» та «внутрішній».

«Внутрішній» регіон відповідає зоні візуалізації мозку на зображенні; «зовнішній» – зоні візуалізації черепа, екстрацеребральних м'яких тканин та фоновим пікселам зображення. Назвемо їх Ω_1 («внутрішній» регіон) та Ω_2 («зовнішній» регіон). Із використанням CUSUM-фільтра граничних пікселів [6, с.526] знаходження точок границі B можна отримати ітеративно під час руху траєкторією вздовж шуканої границі між двома регіонами. Під час руху траєкторія повинна постійно змінювати середовище знаходження, по черзі змінюючи регіон свого знаходження із «зовнішнього» на «внутрішній», та навпаки [4, с.3].

Базовий алгоритм для ітеративного створення траєкторії руху може бути визначений трьома параметрами: умова зміни напрямку руху, значення кута повороту і розмір кроку. Це можливо за умови, що початкова точка $W_0(x_0, y_0)$, яка однозначно належить шуканій границі B , відома або може бути знайдена вирішенням задачі глобального пошуку [5, с.185]. В такий чин можна описати траєкторію в загальному випадку:

$$\begin{cases} x_k = x_{k-1} + V \cdot \cos \theta_{k-1}, \\ y_k = y_{k-1} + V \cdot \sin \theta_{k-1} \end{cases}$$

де x_{k-1} та y_{k-1} – координати попередньої точки траєкторії $W_{k-1}(x_{k-1}, y_{k-1})$, V – розмір крок (відстань між сусідніми точками траєкторії), θ_{k-1} – кут повороту траєкторії на кожному новому кроці, що визначається відповідно до формули:

$$\theta_{k-1} = \theta_{k-2} + \theta^{step},$$

де θ^{step} – значення зміни кута на кожному кроці побудови траєкторії руху, що залежить від того, в якому регіоні знаходиться поточна точка руху траєкторією, і визначається відповідно до формули:

$$\theta^{step} = \begin{cases} + \pi/4, & \text{якщо } W_k \in \Omega_1, \\ - \pi/4, & \text{якщо } W_k \in \Omega_2. \end{cases}$$

Третій параметр, умова зміни напрямку руху траєкторії, визначається роботою CUSUM-фільтра граничних пікселів [4, с.3].

Під час розробки алгоритму локального пошуку було встановлено, що за

умови визначення кута повороту траєкторії на кожній ітерації як $\pi/4$, розмір кроку повинен дорівнювати 0.39 від значення мінімальної із сторін піксела. Це зумовлено тим, що коли траєкторія робить оберт навколо початкової точки, вона повинна однозначно «вийти» за межі одного піксела. З метою зменшення радіусу повороту та кількості необхідних ітерацій для досягнення границі B , значення кута подвоюється під час переходу з одного регіону в інший. За рахунок такої зміни загальна кількість точок, що належать границі B , серед усіх точок траєкторії руху значно підвищується.

Експериментальним шляхом було встановлено, що використання зазначених значень параметрів руху траєкторії, визначають досить малий радіус повороту. Це дозволяє на будь-якій ітерації алгоритму знаходитись безпосередньо поряд із шуканою границею B (рис. 1). Отже, це зменшує час, необхідний на пошук границі. При цьому, мале значення самого кроку на кожній ітерації обумовлює необхідну щільність точок границі, щоб забезпечити їх розташування в межах сусідніх пікселів.

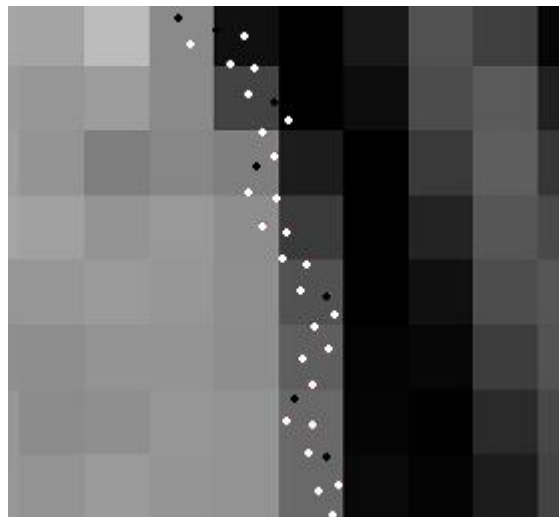


Рисунок 1. Результат локального пошуку границі мозку (збільшення $\times 32$).

Розроблений алгоритм локального пошуку добре працює на цільових зображеннях. Однак було встановлено, що у деяких випадках визначення границі стає неможливим через зациклювання траєкторії руху в межах одного й того ж самого регіону (рис. 2).

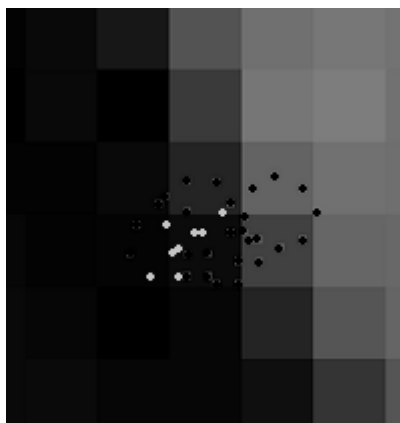


Рисунок 2. Зациклювання траєкторії руху (збільшення x32).

З метою усунення проблеми за циклювання було введено додатковий параметр ітеративного визначення траєкторії руху – кут корекції. Цей параметр використовується в формулі розрахунку значення кута θ_k як ще один доданок. Значення кута корекції $\theta^{correction}$ визначається відповідно до формули:

$$\theta^{correction} = \pi/3, \text{ якщо } W_k = W_{k-9}.$$

Використання параметра додаткової зміни кута $\theta^{correction}$ дозволило покращити алгоритм локального пошуку у 73% хибного спрацювання на тестових даних.

Як висновок проведеного дослідження, можна визначити розробку алгоритму локального пошуку (побудови траєкторії руху) в задачі сегментації мозку з використанням CUSUM-фільтра граничних пікселів. Під час розробки алгоритму вирішена проблема збільшення знаходження кількості точок, які належать границі та розташовані в сусідніх пік селлах. Також усунена проблема зациклювань траєкторії руху за типом обертань всередині одного й того самого регіону без просування в зону іншого регіону.

Література:

1. Lanzman, B., Heit, J. J. Advanced MRI measures of cerebral perfusion and their clinical applications // Topics in Magnetic Resonance Imaging. – 2017. – V. 26, N. 2. – P. 83-90.

2. Алхімова, С. М., Железний, О.С. Проблема автоматизації визначення зони уваги в перфузійних магнітно-резонансних дослідженнях // Сучасні

напрямки теоретичних і прикладних досліджень '2015. – Одеса, Україна, Март 17-29, 2015. – 2015. – Вип. 1, Т. 4. – С. 90-93.

3. Alkhimova, S. M. Detection of perfusion ROI as a quality control in perfusion analysis / S. M. Alkhimova // In Proc of the Conference “SCIENCE, RESEARCH, DEVELOPMENT. Technics and technology”. – Berlin, Germany, January 30, 2018. – 2018. – P. 57–59.

4. Alkhimova, S. M. CUSUM Filter for Brain Segmentation on DSC Perfusion MR Head Scans with Abnormal Brain Anatomy // 3rd International Conference on Frontiers of Image Processing (ICFIP 2019). – Florence, Italy, March 16-18, 2019. – P008.

5. Chen, A., Wittman, T., Tartakovsky, A. G., Bertozzi, A. L. Efficient boundary tracking through sampling // Applied Mathematics Research eXpress. – 2011. –V. 2. – P. 182-214.

6. Page, E. S. A test for a change in a parameter occurring at an unknown point // Biometrika. – 1955. – V. 42, N. 4. – P. 523-527.

УДК 004.421

Інформаційні технології

РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ КЛАСИФІКАЦІЇ ДАНИХ З
ВИКОРИСТАННЯМ ДВОШАРОВОГО ПЕРСЕПТРОНУ ТА
ОПТИМІЗОВАНОЇ ВАГИ НА ОСНОВІ ГЕНЕТИЧНОГО АЛГОРИТМУ

Сітченко О.Є.

Студент факультету біомедичної інженерії (ФБМІ)

Національного технічного університету України

«Київський політехнічний інститут

імені Ігоря Сікорського»

м. Київ, Україна

Вступ. Генетичний алгоритм (ГА) належить до класу популяційного стохастичного алгоритму пошуку, що натхненний принципами природної еволюції, відомих як Еволюційними алгоритмами (ЕА).