

АНАЛІЗ ФУНКЦІЇ АРТЕРІАЛЬНОГО ПРИТОКУ В ЗАЛЕЖНОСТІ ВІД РОЗРАХУНКУ ЗВЕДЕНИХ ПЕРФУЗІЙНИХ ХАРАКТЕРИСТИК

Сазонова Катерина Максимівна

студентка бго курсу кафедри біомедичної кібернетики
НТУУ «КПІ ім. Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна

Калапунь Остап Андрійович

студент 3го курсу кафедри біомедичної кібернетики
НТУУ «КПІ ім. Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна

Алхімова Світлана Миколаївна

к.т.н., доцент кафедри біомедичної кібернетики
НТУУ «КПІ ім. Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна

Анотація. Дане дослідження спрямоване на аналіз значень зведених перфузійних характеристик щодо можливості їх використання для пошуку місця, за яким буде визначена функція артеріального притоку. Серед зведених перфузійних характеристик розглядаються максимальне підсилення, площа під кривою, повна ширини на рівні половинної амплітуди та час до моменту максимального підсилення. Аналіз розподілу значень обраних перфузійних характеристик вказує на придатність їх використання для пошуку місця, за яким буде визначена функція артеріального притоку.

Ключові слова: функція артеріального притоку, T2-зважені зображення, динамічно-сприятлива контрастна перфузія, магнітно-резонансна томографія, головний мозок людини.

ВСТУП

Сучасне програмне забезпечення для аналізу даних динамічно-сприятливої контрастної перфузійної магнітно-резонансної томографії (МРТ) у більшості випадків використовує метод деконволюції для визначення значень таких перфузійних характеристик, як кровотік (або перфузія), об'єм крові та середній час проходження крові [1-3].

Коректний вибір місця, за яким буде визначена функція артеріального притоку (англ. arterial input function, AIF), є вирішальним для отримання надійних і точних розрахунків перфузійних характеристик [4, 5]. Це обумовлене тим, що помилкова оцінка AIF буде призводити до неточного кількісного визначення перфузійних характеристик під час деконволюції час-концентрації сигналу кожного пікселя зображення із зазначеною функцією.

Найпростішим способом визначення місця для розрахунку AIF є мануальне вказування положення артерії на зображення поперечного перерізу мозку [4, 6]. Очевидним недоліком цього способу є можливість людської помилки через те,

що людина-оператор, навіть досвідчена, має проаналізувати велику кількість час-концентрація кривих для різних локацій шуканої позиції [4, 6]. Таким чином, більш бажаним є спосіб, який дозволяв би отримати місце для розрахунку AIF автоматично. Попри важливість можливості виконання автоматизованого пошуку місця для розрахунку AIF, існує багато методів для цього [7], а завдання розробки ефективного алгоритму все ще залишається актуальним.

Більшість автоматичних методів визначення місця для розрахунку AIF ґрунтується на таких критеріях, як ранній підйом, мала ширина, значна висота піку та велика площа під час-концентрація кривої, що розглядається у якості кандидата у AIF [6].

Метою цього дослідження є аналіз розташування найбільш придатних кандидатів у AIF в залежності від розрахунку певних зведених перфузійних характеристик.

МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

Перевага використання зведених перфузійних характеристик для визначення форми час-концентрація кривих полягає у швидкості та простоті їх розрахунків за оригінальними даними перфузійного МРТ дослідження [8]. Також такий підхід враховує те, як кров надходить до різних тканини мозку, а отже обрані кандидати у AIF будуть відповідати основним фізіологічним вимогам [4]:

- час-концентрація крива кандидата у AIF повинна мати правильну (тобто не спотворену шумами) і згладжену форму;
- час-концентрація крива кандидата у AIF повинна мати близьку до імпульсної форму з відносно високим максимальним значенням, зберігаючи при цьому малу ширину сигналу.

Для того, щоб форма час-концентрація кривих кандидатів у AIF була згладженою та не спотвореною шумами, у цьому дослідженні була виконана попередня обробка зображень. Вона включала:

- корекцію рухів послідовностей зображень методом субпіксельної реєстрації зображення шляхом перехресної кореляції [9];
- просторове та часове згладжування сигналу методом гаусівської фільтрації;
- корекцію витоків методом віднімання базової лінії [10];
- вилучення з аналізу даних перших 3 зображень часової послідовності, оскільки на цих зображеннях сигнал ще не досяг свого стійкого стану.

Також для зменшення кількості кандидатів у AIF була виконана сегментація ділянки мозку, що була визначена мануально досвідченим рентгенологом та підтверджена другим рентгенологом.

Для того, щоб оцінити форму час-концентрація кривих кандидатів у AIF, у цьому дослідженні були розраховані та проаналізовані наступні зведені перфузійні характеристики: максимальне підсилення, площа під кривою, повна ширина на рівні половинної амплітуди, час до моменту максимального підсилення.

Максимальне підсилення (англ. peak enhancement, PE), яке визначається однозначно як максимальне значення на час-концентрація кривій, відповідає

максимальному значенню концентрації контрастної речовини у тканинах під час проведеного дослідження.

Площа під кривою (англ. area under the curve, AUC), значення якої визначається на проміжку першого проходу контрасту у тканинах під час проведеного дослідження, тобто від моменту часу надходження контрасту до моменту часу початку рециркуляції.

Повна ширина на рівні половинної амплітуди (англ. full width at half maximum, FWHM), значення якої розраховується як проміжок часу, для якого значення концентрації контрастної речовини у тканинах під час проведеного дослідження більше за половину максимального підсилення.

Час до моменту максимального підсилення (англ. time to peak, TTP), значення якого визначається як проміжок часу від початку дослідження до моменту набуття у досліджуваних тканинах максимального підсилення.

Зазначені зведені перфузійні характеристики були відібрані з огляду на вимоги щодо імпульсної форми час-концентрація кривої кандидата у AIF з відносно високим максимальним значенням і малою шириною сигналу.

Значення таких характеристики, як PE і TTP, мають вказувати на те, чи буде час-концентрація крива кандидата мати достатньо високі та швидкі показники появи контрастної речовини в досліджуваній тканині, щоб відповідати місцю розташування артерії на зображенні.

Значення AUC умовно відповідає енергії сигналу. Отже, ця перфузійна характеристика може бути показовою для вимоги щодо малої ширини сигналу кандидата у AIF, для якої більша частина енергії зосереджена поблизу піку.

Значення FWHM характеризує вузькість сигналу, а отже може бути використане для перевірки, наскільки близькою до імпульсної є форма час-концентрація кривої кандидата у AIF.

Беручи до уваги все вище сказане, зведені перфузійні характеристики для кандидатів у AIF мають мати великі у порівнянні до інших значення PE та AUC і малі значення FWHM та TTP.

У цьому дослідженні з метою аналізу розподілу значень зведених перфузійних характеристик були використані зображення від 32 різних пацієнтів із колекції TCGA мультиформної гліобластоми відкритої бази даних <http://cancergenome.nih.gov/>.

Показовий приклад розподілу значень зведених перфузійних характеристик за даними T2*-зваженого перфузійного зображення МРТ наведений на рис. 1.

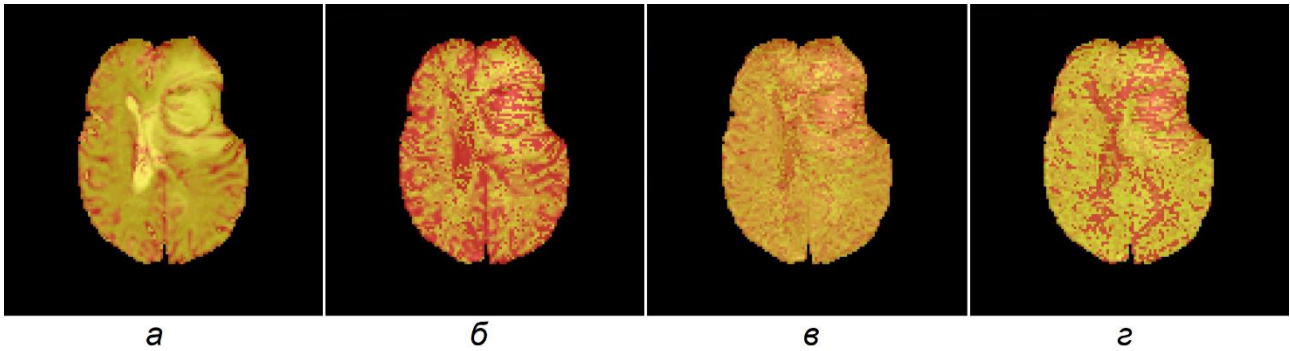


Рис. 1. Розподіл значень зведених перфузійних характеристик:

a – максимальне підсилення (червоний – максимальне значення, жовтий – мінімальне); *б* – площа під кривою (червоний – максимальне значення, жовтий – мінімальне); *в* – повна ширина на рівні половинної амплітуди (червоний – мінімальне значення, жовтий – максимальне); *г* – час до моменту максимального підсилення (червоний – мінімальне значення, жовтий – максимальне).

Розподіл значень обраних у цьому дослідженні перфузійних характеристик вказує на придатність їх використання для пошуку кандидатів у AIF. Умови набуття великих у порівнянні до інших значень PE та AUC і малих значень FWHM та TTP можуть бути використані для побудови функції якості для пошуку AIF.

ВИСНОВКИ

У даному дослідженні проведений аналіз розташування найбільш придатних кандидатів у AIF в залежності від розрахунку зведених перфузійних характеристик. Аналіз показав придатність використання максимального підсилення, площі під кривою, повної ширини на рівні половинної амплітуди та часу до моменту максимального підсилення в алгоритмах для пошуку визначення місця для розрахунку AIF.

Список літератури:

1. Ostergaard, L., Sorensen, A. G., Kwong, K. K., & Weisskoff, R. M. (1996). Gylden sted C, Rosen BR. High resolution measurement of cerebral blood flow using intravascular tracer bolus passages. Part I: Mathematical approach and statistical analysis. *Magn Reson Med*, 36, 715-725.
2. Wu, O., Østergaard, L., Weisskoff, R. M., Benner, T., Rosen, B. R., & Sorensen, A. G. (2003). Tracer arrival timing-insensitive technique for estimating flow in MR perfusion-weighted imaging using singular value decomposition with a block-circulant deconvolution matrix. *Magnetic Resonance in Medicine: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, 50(1), 164-174.
3. Kudo, K., Sasaki, M., Yamada, K., Momoshima, S., Utsunomiya, H., Shirato, H., & Ogasawara, K. (2010). Differences in CT perfusion maps generated by different commercial software: quantitative analysis by using identical source data of acute stroke patients. *Radiology*, 254(1), 200-209.

4. Calamante, F. (2013). Arterial input function in perfusion MRI: a comprehensive review. *Progress in nuclear magnetic resonance spectroscopy*, 74, 1-32.
5. Bleeker, E. J., van Osch, M. J., Connelly, A., van Buchem, M. A., Webb, A. G., & Calamante, F. (2011). New criterion to aid manual and automatic selection of the arterial input function in dynamic susceptibility contrast MRI. *Magnetic resonance in medicine*, 65(2), 448-456.
6. Shiroishi, M. S., Castellazzi, G., Boxerman, J. L., D'Amore, F., Essig, M., Nguyen, T. B., ... & Law, M. (2015). Principles of T2*-weighted dynamic susceptibility contrast MRI technique in brain tumor imaging. *Journal of magnetic resonance imaging*, 41(2), 296-313.
7. Alkhimova, S., & Sazonova, K. (2022). Detection of the arterial input function using DSC-MRI data. In *Modern and global methods of the development of scientific thought* (pp. 541-547).
8. Alkhimova, S. M. (2015). Calculation accuracy evaluation of quantitative parameters of overall perfusion assessment. *Eastern-European Journal of Enterprise Technologies*, 6 (9 (78)), 4–9. doi: 10.15587/1729-4061.2015.55908
9. Guizar-Sicairos, M., Thurman, S. T., & Fienup, J. R. (2008). Efficient subpixel image registration algorithms. *Optics letters*, 33(2), 156-158.
10. Paulson, E. S., & Schmainda, K. M. (2008). Comparison of dynamic susceptibility-weighted contrast-enhanced MR methods: recommendations for measuring relative cerebral blood volume in brain tumors. *Radiology*, 249(2), 601.