

УДК 004.932:616-073.756.8

АНАЛІЗ ВПЛИВУ ПОПЕРЕДНЬОЇ ОБРОБКИ ДАНИХ НА ЯКІСТЬ ОЦІНЮВАННЯ ОБ'ЄМУ КРОВІ ЗА ЗВЕДЕНИМИ ПЕРФУЗІЙНИМИ ПАРАМЕТРАМИ

Лобунько Дмитро Олександрович
lobunko.dmytro@gmail.com

Алхімова Світлана Миколаївна
alkhimova.svitlana@iit.kpi.ua

Кафедра біомедичної кібернетики
Національний технічний університет України
"Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського"
м. Київ, Україна

Анотація – Хоча зведені перфузійні параметри поступаються в точності методу деконволюції, їхнє широке застосування обумовлене швидкістю та простотою розрахунків. Водночас достовірність цих параметрів безпосередньо залежить від якості вихідних даних та ефективності алгоритмів, задіяних для їх розрахунку. Проблематика полягає у відсутності стандартизації щодо обробки кривих «час-інтенсивність» та «час-концентрація», що ускладнює порівняння результатів між різними дослідженнями та знижує достовірність кількісної оцінки перфузії. Для дослідження впливу попередньої обробки даних на якість розрахунку зведеного перфузійного параметра площа під кривою було проаналізовано фільтрацію вихідних даних та трансформація інтенсивності сигналу у криву зміни концентрації контрастної речовини на даних 7 різних пацієнтів по 5 просторових зрізів у кожного, із загальним розміром вибірки 134 085 варіантів кривих. Результати кореляційного аналізу показують, що дані кривих «час-концентрація» забезпечують вищу кореляцію з еталонними перфузійними картами оцінки об'єму крові, оцінених за методом деконволюції, порівняно з кривими «час-інтенсивність» незалежно від методу фільтрації. Фільтр Гауса забезпечує кращі результати, досягаючи середнього значення кореляції 0.765, порівняно із медіанним фільтром та фільтром рухомого середнього зі значеннями 0.761 та 0.764 відповідно. Надмірне збільшення вікна фільтрації призводить до втрати точності, тоді як помірною або відсутньою фільтрацією забезпечують кращі співвідношення між стабільністю та точністю обчислень. Отримані висновки можуть бути використані для вдосконалення алгоритмів кількісного аналізу перфузії та підвищення відтворюваності результатів у клінічній практиці.

Ключові слова: площа під кривою, перфузія, фільтрація сигналу, попередня обробка даних, магнітно-резонансна томографія.

I. ВСТУП

Методи оцінювання перфузії на сьогодні відіграють значну роль у дослідженні гемодинамічних характеристик тканин різних органів. Одним із підходів до кількісного оцінювання кровопостачання є метод динамічно-сприйнятливої контрастної перфузійної магнітно-резонансної томографії (англ. dynamic susceptibility contrast magnetic resonance imaging, DSC-MRI), що дозволяє проводити перфузійний аналіз за даними зміни інтенсивності сигналу після внутрішньовенного введення контрастної речовини. Саме DSC-MRI наразі вважається стандартним методом для кількісної оцінки церебральної перфузії [1] та надає лікарям важливу інформацію для діагностики, оцінки стану пацієнта, планування лікування та моніторингу різних патологій головного мозку, таких як пухлини мозку [2, 3],

ішемічний інсульт [4], розсіяний склероз [5], хвороба Альцгеймера [6].

У перфузійному дослідженні DSC-MRI багаторазове сканування однієї й тієї самої ділянки тіла пацієнта до, під час та після введення контрастної речовини формує серію зображень. За даними отриманої серії зображень для кожного пікселя визначають криві зміни інтенсивності сигналу в часі, а їх подальша обробка дає змогу розраховувати значення перфузійних параметрів.

Із розвитком алгоритмічних підходів до визначення перфузійних параметрів аналіз даних розширився від базової обробки кривих зміни інтенсивності сигналу в часі для визначення зведених перфузійних параметрів до застосування методу деконволюції, що дозволяє визначати фізіологічні параметри гемодинаміки, такі як

кровотік, об'єм крові, середній час проходження та проникність судин.

Не зважаючи на гіршу точність у порівнянні із методом деконволюції, отримання зведених перфузійних параметрів завдяки швидкості та простоті розрахунків залишається широко застосовуваним і часто використовується у звітах перфузійних томографічних досліджень [7].

Точність розрахунків зведених перфузійних параметрів значною мірою залежить від якості вихідних кривих та алгоритмів, які використовуються під час обчислень [8, 9]. Вивчення цієї залежності дозволить оцінювати стабільність та надійність зведеного перфузійного аналізу, що має важливе значення для оптимізації алгоритмів кількісного перфузійного оцінювання та їхнього застосування в наукових і клінічних дослідженнях.

II. МЕТА РОБОТИ

Метою роботи є аналіз впливу попередньої обробки даних зміни інтенсивності сигналу в часі на якість отримуваних результатів під час обчислення зведених перфузійних параметрів за даними DSC-MRI, зокрема аналіз впливу фільтрації вихідних даних та переходу у розрахунках від зміни інтенсивності сигналу в часі до зміни концентрації контрастної речовини в часі.

Об'єктом дослідження є зведений перфузійний параметр площа під кривою (англ. Area Under the Curve, AUC) з огляду визначення значень AUC за даними зміни інтенсивності сигналу в часі після їх попередньої обробки.

III. АНАЛІЗ ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ І ПОСТАНОВКА ПРОБЛЕМИ

У пошуках підходів до більш точного кількісного оцінювання результатів перфузійних досліджень виконано значну кількість робіт, спрямованих на встановлення залежності між отриманими перфузійними параметрами та діагнозом пацієнта. Водночас залишається актуальним питання точності обчислення перфузійних параметрів щодо реальних гемодинамічних показників, що має велике значення не лише

для діагностики, а й для прогнозування порушень кровообігу під час хірургічних втручань.

Відмінності між результатами при використанні різних програмно-алгоритмічних реалізацій розглянуті в дослідженні [10], де показано, що навіть при однакових вихідних даних результати можуть суттєво різнитись через різні підходи до попередньої обробки та фільтрації сигналу.

Питання стандартизації кількісних розрахунків перфузійних параметрів розглядалися у дослідженнях [11, 12], де були створені контрольні фантомні зображення з відомими гемодинамічними показниками.

У дослідженні [7] проведена оцінка точності розрахунків кількісних параметрів зведеного оцінювання перфузії за даними фантома із варіюванням затримки надходження контрасту, середнього часу його проходження та рівня спотворення сигналу. Отримані результати підтвердили чутливість інтегральних показників, зокрема значень зведеного перфузійного параметра AUC, до обраного методу інтегрування та способу визначення проміжку часу для першого проходу контрастної речовини.

Не зважаючи на інтерес до дослідження точності кількісного оцінювання результатів перфузійних досліджень, нерозкритим залишається питання впливу попередньої обробки даними зміни інтенсивності сигналу в часі на точність обчислення кількісних параметрів зведеного оцінювання перфузії. Відсутність стандартизованих алгоритмів і єдиних критеріїв обробки сигналів зумовлює варіабельність отримуваних результатів. Це свідчить про актуальність проведення досліджень для визначення оптимальних підходів до попередньої обробки сигналів з метою забезпечення стабільності, достовірності та відтворюваності розрахунків зведених перфузійних характеристик.

IV. МЕТОДИ РОЗРАХУНКУ ЗВЕДЕНИХ ПАРАМЕТРІВ ПЕРФУЗІЇ

У перфузійному аналізі за даними DSC-MRI зведений перфузійний параметр площа

під кривою відображає загальну кількість контрасту, що проходить через регіональну судинну систему. Значення цього параметру приблизно пропорційне об'єму крові в досліджуваній ділянці [13-15], що загально визнаний як найкращий показник під час діагностики інсульту та оцінювання ангиогенезу пухлин головного мозку [16-18].

Визначення значень параметра AUC за даними DSC-MRI може бути проведене, використовуючи два основні типи кривих: криву «час-концентрація» (англ. Time-Concentration Curve, TCC), яку отримують після переведення графіку змін інтенсивності в часі відповідно до (1), та криву «час-інтенсивність» (англ. Time-Intensity Curve, TIC), яка безпосередньо відображає зміну інтенсивності сигналу в пікселі у відповідь на надходження контрастної речовини.

$$C(t) = \frac{1}{TE} \ln \left(\frac{S(t)}{S_0} \right) \quad (1)$$

де $C(t)$ – концентрація контрастної речовини в момент часу t ; S_0 – початкове значення інтенсивності; $S(t)$ – значення інтенсивності в момент часу t ; TE – час відлуння.

У випадку розрахунків за даними TIC параметр AUC також відомий під синонімом «інтеграл негативного підсилення» (англ. Negative Enhancement Integral, NEI). Така назва пов'язана із тим, що у відповідь на збільшення концентрації контрастної речовини у досліджуваних тканинах спостерігається спадання інтенсивності сигналу, який реєструється томографом під час DSC-MRI.

Для чисельного визначення значень AUC використовуються різні підходи до інтегрування дискретних даних. Найбільш поширеними є метод прямокутників (2) та метод трапецій (3), які відрізняються способом апроксимації площі під кривою між сусідніми точками спостережень. Метод прямокутників характеризується високою швидкістю, проте має нижчу точність при різких змінах сигналу, тоді як метод трапецій забезпечує точніше наближення, але є більш обчислювально затратним [19]. З метою досягнення балансу між точністю та

швидкістю застосовано комбінований чисельний метод (4), що поєднує методи прямокутників і трапецій. Згідно з [7] цей підхід демонструє вищу стабільність і кореляцію результатів із еталонними даними порівняно з окремими методами.

$$AUC_{\text{rect}} = \sum_{i=1}^n C(t_{i-1}) \cdot \Delta t \quad (2)$$

де $C(t_i)$ – значення концентрації під час i -го сканування в часі; Δt – час між скануваннями; n – кількість сканувань в часі.

$$AUC_{\text{trap}} = \sum_{i=1}^n \frac{C(t_i) + C(t_{i-1})}{2} \cdot \Delta t \quad (3)$$

$$AUC_{\text{comb}} = \alpha \cdot AUC_{\text{rect}} + (1 - \alpha) \cdot AUC_{\text{trap}} \quad (4)$$

де α – ваговий коефіцієнт, що визначає частку внеску кожного з методів.

Для коректного обчислення багатьох зведених перфузійних параметрів важливим є точне визначення часового інтервалу, в межах якого відбувається перше проходження контрастної речовини через тканину. Цей часовий інтервал суттєво впливає саме на точність розрахунку інтегральних показників, зокрема AUC.

У даному дослідженні початок надходження контрастної речовини t_0 визначався як момент часу, коли інтенсивність сигналу досягала 15% від максимального значення (піку кривої). Це дозволило виключити фонові флуктуації до моменту фактичного надходження контрасту. Час початку рециркуляції t_{rec} відповідав моменту часу, коли падіння сигналу досягало рівня 50% від пікової амплітуди. Поєднання порогів $t_0 = 15\%$ та $t_{\text{rec}} = 50\%$ було обрано на основі дослідження [7] як оптимальне з точки зору співвідношення точності та стійкості.

Дані перфузійної томографії формуються в результаті багаторазової реєстрації інтенсивності сигналу в часі, що неминуче супроводжується впливом шумів різного походження. Джерелами таких спотворень можуть бути як апаратні фактори (тепловий шум детекторів, нестабільність генераторів, обмеження часової роздільної здатності томографа), так і фізіологічні –

мікрорухи пацієнта, коливання серцевого ритму, нерівномірність дихальних фаз або зміни судинного тону. Додатковий внесок у варіабельність сигналу вносить неоднорідність тканин та флуктуації концентрації контрастної речовини, що ускладнює подальший аналіз кривих. Такі фактори призводять до появи високочастотних коливань і локальних викидів у часових рядах ТСС та ТІС. З огляду на вище сказане важливим етапом для визначення значень AUC є попередня обробка даних DSC-MRI за допомогою фільтрації, метою якої є покращення співвідношення сигнал/шум, збереження ключових фазових характеристик (зростання, пік, спад) та зменшення впливу артефактів на результати інтегрування.

У даному дослідженні розглянуто три типи фільтрів із різними принципами дії – фільтр Гауса, медіанне фільтрування та фільтрування рухомим середнім, значення яких знаходиться відповідно до формул (5), (7) і (8):

$$y_i = \sum_{j=-r}^r x_{i+j} G(j) \quad (5)$$

де y_i – згладжене значення сигналу в точці i ; x_{i+j} – значення сигналу у сусідніх точках; $G(j)$ – значення функції Гауса для відстані j від центру (6); r – радіус вікна фільтрації;

$$G(j) = \exp\left(-\frac{j^2}{2\sigma^2}\right) \quad (6)$$

де σ – стандартне відхилення, що контролює ширину фільтра; j – відстань від центральної точки;

$$y_i = \text{median}(x_{i-r}, x_{i-r+1}, \dots, x_{i+r}) \quad (7)$$

де x_i – початкове значення сигналу в точці; r – радіус вікна фільтрації;

$$y_i = \frac{1}{N} \sum_{j=-r}^r x_{i+j} \quad (8)$$

де r – радіус вікна фільтрації, а $N = 2r + 1$.

Такий вибір типів фільтрів дозволяє дослідити процедуру обробки даних для різних типів сигналів: від гладких кривих із наявністю мінімального рівня шуму, до

високочастотних кривих із наявністю імпульсних спотворень.

На рис. 1 та 2 наведено приклади впливу різних типів фільтрації на дані ТСС та ТІС відповідно.

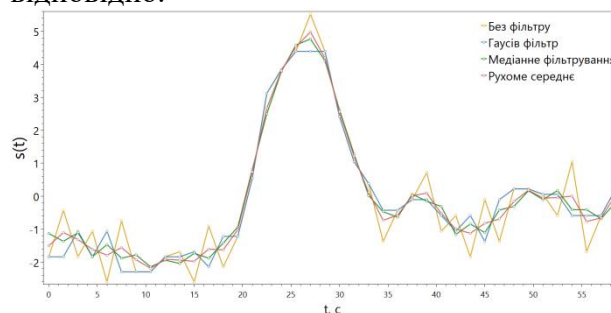


Рис. 1. Приклад застосування різних типів фільтрів до даних ТСС

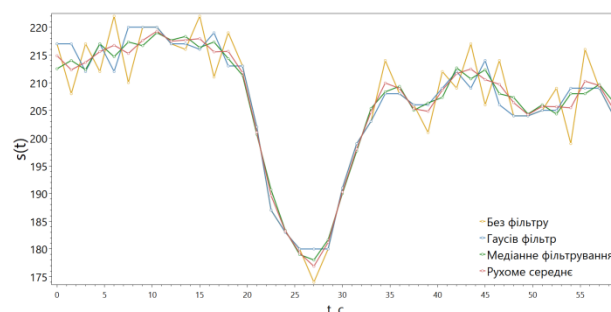


Рис. 2. Приклад застосування різних типів фільтрів до даних ТІС

Важливим параметром фільтрації є радіус вікна, що визначає ступінь зміни значення після фільтрування. Надмірне збільшення розміру вікна може призвести до втрати локальної інформації, розмиття пікових значень і, відповідно, зниження точності розрахунку зведених показників. Навпаки, занадто вузьке вікно не забезпечує достатнього придушення шуму, залишаючи сигнали нерівномірними та нестабільними. Таким чином, оптимізація параметрів фільтрації є компромісом між точністю локальної реконструкції сигналу та стійкістю до шумових компонентів [20, 21].

Для аналізу впливу фільтрації на якість визначення значень AUC у даному дослідженні розглянуті два випадки налаштувань під час проведення фільтрації: слабка фільтрація ($r = 1, \sigma = 1$) та сильна фільтрація ($r = 3, \sigma = 2$).

Отже, кожен піксель зрізу у дослідження аналізується окремо шляхом побудови ТСС або ТІС з послідовним проведенням

фільтрації, визначення меж фази першого проходження контрасту та чисельного інтегрування для розрахунку значення AUC у даному пікселі. Особливо розглянуті випадки без фільтрації, слабкої фільтрації та сильної фільтрації трьома різними типами фільтрів (фільтр Гауса, медіанне фільтрування та фільтрування рухомим середнім).

Для проведення дослідження використано зображення з відкритої бази даних <http://cancergenome.nih.gov/>, а саме T2*-зважені зображення DSC-MRI мультиформної гліобластоми з колекції TCGA. Для аналізу був використаний набір даних обстежень 7 різних пацієнтів, кожне з яких містило 5 просторових зрізів.

V. АНАЛІЗ ТА ІНТЕРПРЕТАЦІЯ РЕЗУЛЬТАТІВ

Для аналізу впливу попередньої обробки даних зміни інтенсивності сигналу в часі на якість обчислення зведеного параметра перфузії AUC за даними DSC-MRI було проведено кореляційний аналіз між значеннями отриманих карт AUC та еталонними перфузійними картами об'єму крові, побудованими методом деконволюції із використанням блочно-циркулянтного сингулярного розкладу. Для отримання еталонної оцінки об'єму крові метод деконволюції було обрано оскільки він наразі є стандартом [1], а блочно-циркулянтний сингулярний розклад є найбільш вживаним [1, 22, 23].

Для кожної комбінації (тип кривої × метод фільтрації × рівень параметрів) обчислювався коефіцієнт кореляції Пірсона. Кореляційний аналіз проводився за двостороннім варіантом критерію Пірсона з рівнем значущості 0.01. Отримані значення коефіцієнтів кореляції виявилися статистично значущими ($p < 2 \cdot 10^{-16}$ для рівня значущості $\alpha = 0,05$), що свідчить про наявність істотного лінійного зв'язку між розрахованими значеннями карт AUC та значеннями еталонних перфузійних карт об'єму крові в усіх експериментах (розмір вибірки складав 134 085 варіантів кривих).

Результати проведеного кореляційного аналізу наведені в Таблиці 1.

Таблиця 1. Кореляційний аналіз залежності розрахованих значень AUC від еталонних значень, середнє ± стандартне відхилення [мінімальне значення; максимальне значення]

	Слабка фільтрація	Сильна фільтрація	Без фільтрації
ТСС, фільтр Гауса	0.765±0.095 [0.607; 0.903]	0.746±0.104 [0.573;0.887]	0.755±0.100 [0.582; 0.882]
ТСС, медіанний фільтр	0.761±0.097 [0.580; 0.897]	0.724±0.111 [0.535;0.874]	
ТСС, рухоме середнє	0.764±0.095 [0.605;0.902]	0.740±0.106 [0.556;0.879]	
ТІС, фільтр Гауса	0.683±0.125 [0.482;0.842]	0.647±0.133 [0.448;0.832]	0.685±0.118 [0.498;0.836]
ТІС, медіанний фільтр	0.678±0.127 [0.476;0.839]	0.634±0.138 [0.431;0.825]	
ТІС, рухоме середнє	0.680±0.126 [0.476; 0.839]	0.636±0.137 [0.440;0.834]	

На рис. 3 показано зміну середніх значень коефіцієнта кореляції при різних параметрах фільтрації.

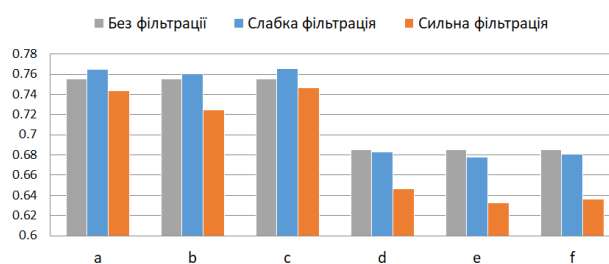


Рис. 3. Порівняння кореляції при різних параметрах фільтрації: a – ТСС, фільтр Гауса; b – ТСС, медіанний фільтр; c – ТСС, рухоме середнє; d – ТІС, фільтр Гауса; e – ТІС, медіанний фільтр; f – ТІС, рухоме середнє

Із результатів кореляційного аналізу видно, що використання ТСС забезпечує вищий рівень кореляції з еталонними картами порівняно з ТІС незалежно від застосованого методу фільтрації. Збільшення вікна фільтрування та стандартного відхилення фільтру Гауса призводить до зниження середніх та мінімальних значень кореляції, особливо для ТІС, що свідчить про втрату локальної інформації при надмірній фільтрації. Водночас, для ТСС вплив більш інтенсивних параметрів фільтрації є меншим, проте

спостерігається невелике збільшення варіабельності показників, що відображає підвищену чутливість результатів до вибору параметрів обробки сигналу.

Результати також показують, що хоча для ТСС всі три методи фільтрації демонструють близькі середні значення кореляції, у випадку слабкої фільтрації фільтр Гауса досягає 0.765, що вище, ніж у медіанного – 0.761 та рухомого середнього – 0.764; у випадку сильної фільтрації його точність також залишається вищою – 0.746 у порівнянні із 0.724 і 0.740 відповідно. Це вказує на те, що фільтр Гауса краще придушує шум і водночас зберігає форму кривої, забезпечуючи оптимальний баланс між згладжуванням і збереженням локальних особливостей сигналу.

Таким чином, оптимальною конфігурацією для чисельного визначення значень AUC є використання даних ТСС із попередньої фільтрацією її даних фільтром Гауса з параметрами $r = 1$ та $\sigma = 1$.

VI. ВИСНОВКИ

Проведено аналіз впливу фільтрації вихідних даних та переходу у розрахунках від зміни інтенсивності сигналу в часі до зміни концентрації контрастної речовини в часі на якість отримуваних результатів під час обчислення зведеного перфузійного параметра AUC за даними DSC-MRI.

Аналіз показав, що використання ТСС забезпечує вищу кореляцію з еталонними картами оцінки об'єму крові порівняно з використанням ТІС. Серед трьох розглянутих методів фільтрації (фільтр Гауса, медіанне фільтрування та фільтрування рухомим середнім) найкращі результати показав фільтр Гауса. Краща кореляція спостерігалася під час застосування параметрів фільтра Гауса із помірним згладжуванням ($r = 1$ та $\sigma = 1$).

Отримані результати можуть бути використані для вдосконалення алгоритмів обробки перфузійних даних та підвищення відтворюваності кількісних оцінок у клінічних і наукових дослідженнях. Подальші роботи доцільно спрямувати на автоматичну адаптацію параметрів

фільтрації залежно від рівня шуму та типу вхідної кривої.

Фінансування. Дане дослідження не отримувало зовнішнього фінансування.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

ORCID ID та внесок авторів.

1. Dmytro Lobunko (A, B, C, D) – [0009-0008-5690-5358](#)

2. Svitlana Alkhimova (D, E, F) – [0000-0001-8986-2878](#)

A – Огляд та аналіз пов'язаних робіт.

B – Дослідження методів попередньої обробки даних, спрямованих на покращення якості визначення перфузійних параметрів.

C – Програмна реалізація та тестування методу при різних параметрах.

D – Написання статті.

E – Критичний огляд статті.

F – Остаточне схвалення статті.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Sobhan R, Gkogkou P, Johnson G, Cameron D. Model-based deconvolution for DSC-MRI: A comparison of accuracy, precision, and computational complexity of parametric transit time distributions. *bioRxiv*. 2023 Feb 12:2023-02. doi: 10.1101/2023.02.12.528216v1.
2. Fu R, Szidonya L, Barajas Jr RF, Ambady P, Varallyay C, Neuwelt EA. Diagnostic performance of DSC perfusion MRI to distinguish tumor progression and treatment-related changes: a systematic review and meta-analysis. *Neuro-Oncology Advances*. 2022 Jan 1;4(1):vdac027.
3. Moltoni G, Romano A, Capriotti G, Campagna G, Ascolese AM, Romano A, Dellepiane F, Minniti G, Signore A, Bozzao A. ASL, DSC, DCE perfusion MRI and 18F-DOPA PET/CT in differentiating glioma recurrence from post-treatment changes. *La radiologia medica*. 2024 Sep;129(9):1382-93.
4. Guo Y, Yang Y, Cao F, Liu Y, Li W, Yang C, Feng M, Luo Y, Cheng L, Li Q, Zeng X. Radiomics features of DSC-PWI in time dimension may provide a new chance to identify ischemic stroke. *Frontiers in neurology*. 2022 Nov 4;13:889090.
5. Laganà MM, Pelizzari L. Perfusion-weighted imaging in multiple sclerosis. In: *Handbook of Imaging in Multiple Sclerosis 2025* Jan 1 (pp. 267-285). Academic Press.
6. Chiara M, Francesca T, Andrea R, Domenico S, Marco R, Barbara G, Marika L, Dino R, Rosario PA, Nicola M, Amato Antonio SI. MRI in the Clinical Management of Alzheimer's Disease: from Early Detection To Therapy Guidance. *Current Radiology Reports*. 2025 Dec;13(1):4.
7. Alkhimova S. Calculation accuracy evaluation of quantitative parameters of overall perfusion assessment. *Eastern-European Journal of Enterprise Technologies*. 2015;9(78):4-9. doi: 10.15587/1729-4061.2015.55908.
8. Алхімова СМ, Дюмін ОД. Сучасні питання отримання перфузійних карт за даними томографічних досліджень. In *Science of the 21st century: searches, problems, development prospects: 17th International Scientific and Practical Conference*. (July 09-12, 2024)

- Paris, France. International Science Group. 2024. (pp. 263-268).
9. Алхімова СМ, Дюмін ОД. Проблеми автоматизації аналізу перфузії за даними динамічно-сприйнятливої контрастної магнітно-резонансної томографії. *Наука і техніка сьогодні*. 2024; 36(8): 859-875. doi: 10.52058/2786-6025-2024-8(36)-859-875.
 10. Sobhan R. Methods for assisting the automation of Dynamic Susceptibility Contrast Magnetic Resonance Imaging Analysis (Doctoral dissertation, University of East Anglia). 2021.
 11. Kudo K, Christensen S, Sasaki M, Østergaard L, Shirato H, Ogasawara K, Wintermark M, Warach S. Accuracy and reliability assessment of CT and MR perfusion analysis software using a digital phantom. *Radiology*. 2013 Apr;267(1):201-11. doi: 10.1148/radiol.12112618.
 12. Kudo K, Sasaki M, Østergaard L, Christensen S, Uwano I, Suzuki M, Ogasawara K, Shirato H, Ogawa A. Susceptibility of T max to tracer delay on perfusion analysis: quantitative evaluation of various deconvolution algorithms using digital phantoms. *Journal of Cerebral Blood Flow & Metabolism*. 2011 Mar;31(3):908-12. doi: 10.1038/jcbfm.2010.169.
 13. Yüzkan S, Mutlu S, Karagülle M, Özdemir MŞ, Özgül H, Arıkan MA, Koçak B. Reproducibility of rCBV in glioblastomas using T2*-weighted perfusion MRI: an evaluation of sampling, normalization, and experience. *Diagnostic and Interventional Radiology*. 2024 Mar 6;30(2):124.
 14. Ayub G, Campos BM, Rezende TJ, Cendes F, Vasconcelos JP, Costa VP. Measurement of retina/choroid complex perfusion with magnetic resonance imaging in eyes with acute primary angle-closure. *Arquivos brasileiros de oftalmologia*. 2021 Sep 10;85(02):166-73.
 15. Martínez Barbero JP, Pérez García FJ, Jiménez Gutiérrez PM, García Cerezo M, López Cornejo D, Olivares Granados G, Benítez JM, Láinez Ramos-Bossini AJ. The Value of Cerebral Blood Volume Derived from Dynamic Susceptibility Contrast Perfusion MRI in Predicting IDH Mutation Status of Brain Gliomas—A Systematic Review and Meta-Analysis. *Diagnostics*. 2025 Apr 1;15(7):896.
 16. Testud B, Brun G, Varoquaux A, Hak JF, Appay R, Le Troter A, Girard N, Stellmann JP. Perfusion-weighted techniques in MRI grading of pediatric cerebral tumors: efficiency of dynamic susceptibility contrast and arterial spin labeling. *Neuroradiology*. 2021 Aug;63(8):1353-66.
 17. Śledzińska-Bebyn P, Furtak J, Bebyn M, Bartoszewska-Kubiak A, Serafin Z. Investigating glioma genetics through perfusion MRI: rCBV and rCBF as predictive biomarkers. *Magnetic Resonance Imaging*. 2025 Apr 1;117:110318.
 18. Welker K, Boxerman J, Kalnin A, Kaufmann T, Shiroishi M, Wintermark MA, American Society of Functional Neuroradiology MR Perfusion Standards and Practice Subcommittee of the ASFNR Clinical Practice Committee. ASFNR recommendations for clinical performance of MR dynamic susceptibility contrast perfusion imaging of the brain. *American Journal of Neuroradiology*. 2015 Jun 1;36(6):E41-51. doi: 10.3174/ajnr.A4341
 19. Bellanger M. *Digital signal processing: theory and practice*. John Wiley & Sons; 2024 Apr 1.
 20. Zhang XD. *Modern signal processing*. Walter de Gruyter GmbH & Co KG; 2022 Dec 5.
 21. Tymochko O, Larin V, Kolmykov M, Tymochko O, Pavlenko V. Research of images filtration methods in computer systems. *Advanced Information systems*. 2021 Jun 22;5(1):93-9.
 22. Maan B, Simões RL, Meijer FJ, Renema WK, Slump CH. Comparison of dynamic susceptibility contrast-MRI perfusion quantification methods in the presence of delay and dispersion. In *Medical Imaging 2011: Biomedical Applications in Molecular, Structural, and Functional Imaging 2011 Mar 15 (Vol. 7965, pp. 621-633)*. SPIE.
 23. Arvidsson J. *Advancements in DSC and BOLD perfusion imaging: Acquisition, analysis and clinical application*. 2023 Oct 31.

REFERENCES

1. Sobhan R, Gkogkou P, Johnson G, Cameron D. Model-based deconvolution for DSC-MRI: A comparison of accuracy, precision, and computational complexity of parametric transit time distributions. *bioRxiv*. 2023 Feb 12:2023-02. doi: 10.1101/2023.02.12.528216v1.
2. Fu R, Szidonya L, Barajas Jr RF, Ambady P, Varallyay C, Neuwelt EA. Diagnostic performance of DSC perfusion MRI to distinguish tumor progression and treatment-related changes: a systematic review and meta-analysis. *Neuro-Oncology Advances*. 2022 Jan 1;4(1):vdac027.
3. Moltoni G, Romano A, Capriotti G, Campagna G, Ascolese AM, Romano A, Dellepiane F, Minniti G, Signore A, Bozzao A. ASL, DSC, DCE perfusion MRI and 18F-DOPA PET/CT in differentiating glioma recurrence from post-treatment changes. *La radiologia medica*. 2024 Sep;129(9):1382-93.
4. Guo Y, Yang Y, Cao F, Liu Y, Li W, Yang C, Feng M, Luo Y, Cheng L, Li Q, Zeng X. Radiomics features of DSC-PWI in time dimension may provide a new chance to identify ischemic stroke. *Frontiers in neurology*. 2022 Nov 4;13:889090.
5. Laganà MM, Pelizzari L. Perfusion-weighted imaging in multiple sclerosis. In *Handbook of Imaging in Multiple Sclerosis 2025 Jan 1 (pp. 267-285)*. Academic Press.
6. Chiara M, Francesca T, Andrea R, Domenico S, Marco R, Barbara G, Marika L, Dino R, Rosario PA, Nicola M, Amato Antonio SI. MRI in the Clinical Management of Alzheimer's Disease: from Early Detection To Therapy Guidance. *Current Radiology Reports*. 2025 Dec;13(1):4.
7. Alkhimova S. Calculation accuracy evaluation of quantitative parameters of overall perfusion assessment. *Eastern-European Journal of Enterprise Technologies*. 2015;9(78):4-9. doi: 10.15587/1729-4061.2015.55908.
8. Алхімова СМ, Дюмін ОД. Сучасні питання отримання перфузійних карт за даними томографічних досліджень. In *Science of the 21st century: searches, problems, development prospects: 17th International Scientific and Practical Conference. (July 09-12, 2024) Paris, France. International Science Group. 2024. (pp. 263-268)*.
9. Алхімова СМ, Дюмін ОД. Проблеми автоматизації аналізу перфузії за даними динамічно-сприйнятливої контрастної магнітно-резонансної томографії. *Наука і техніка сьогодні*. 2024; 36(8): 859-875. doi: 10.52058/2786-6025-2024-8(36)-859-875.
10. Sobhan R. Methods for assisting the automation of Dynamic Susceptibility Contrast Magnetic Resonance Imaging Analysis (Doctoral dissertation, University of East Anglia). 2021.
11. Kudo K, Christensen S, Sasaki M, Østergaard L, Shirato H, Ogasawara K, Wintermark M, Warach S. Accuracy and reliability assessment of CT and MR perfusion analysis software using a digital phantom. *Radiology*. 2013 Apr;267(1):201-11. doi: 10.1148/radiol.12112618.
12. Kudo K, Sasaki M, Østergaard L, Christensen S, Uwano I, Suzuki M, Ogasawara K, Shirato H, Ogawa A.

- Susceptibility of T max to tracer delay on perfusion analysis: quantitative evaluation of various deconvolution algorithms using digital phantoms. *Journal of Cerebral Blood Flow & Metabolism*. 2011 Mar;31(3):908-12. doi: 10.1038/jcbfm.2010.169.
13. Yüzkan S, Mutlu S, Karagülle M, Özdemir MŞ, Özgül H, Arıkan MA, Koçak B. Reproducibility of rCBV in glioblastomas using T2*-weighted perfusion MRI: an evaluation of sampling, normalization, and experience. *Diagnostic and Interventional Radiology*. 2024 Mar 6;30(2):124.
 14. Ayub G, Campos BM, Rezende TJ, Cendes F, Vasconcelos JP, Costa VP. Measurement of retina/choroid complex perfusion with magnetic resonance imaging in eyes with acute primary angle-closure. *Arquivos brasileiros de oftalmologia*. 2021 Sep 10;85(02):166-73.
 15. Martínez Barbero JP, Pérez García FJ, Jiménez Gutiérrez PM, García Cerezo M, López Cornejo D, Olivares Granados G, Benítez JM, Láinez Ramos-Bossini AJ. The Value of Cerebral Blood Volume Derived from Dynamic Susceptibility Contrast Perfusion MRI in Predicting IDH Mutation Status of Brain Gliomas—A Systematic Review and Meta-Analysis. *Diagnostics*. 2025 Apr 1;15(7):896.
 16. Testud B, Brun G, Varoquaux A, Hak JF, Appay R, Le Troter A, Girard N, Stellmann JP. Perfusion-weighted techniques in MRI grading of pediatric cerebral tumors: efficiency of dynamic susceptibility contrast and arterial spin labeling. *Neuroradiology*. 2021 Aug;63(8):1353-66.
 17. Śledzińska-Bebyn P, Furtak J, Bebyn M, Bartoszewska-Kubiak A, Serafin Z. Investigating glioma genetics through perfusion MRI: rCBV and rCBF as predictive biomarkers. *Magnetic Resonance Imaging*. 2025 Apr 1;117:110318.
 18. Welker K, Boxerman J, Kalnin A, Kaufmann T, Shiroishi M, Wintermark MA, American Society of Functional Neuroradiology MR Perfusion Standards and Practice Subcommittee of the ASFNR Clinical Practice Committee. ASFNR recommendations for clinical performance of MR dynamic susceptibility contrast perfusion imaging of the brain. *American Journal of Neuroradiology*. 2015 Jun 1;36(6):E41-51. doi: 10.3174/ajnr.A4341
 19. Bellanger M. *Digital signal processing: theory and practice*. John Wiley & Sons; 2024 Apr 1.
 20. Zhang XD. *Modern signal processing*. Walter de Gruyter GmbH & Co KG; 2022 Dec 5.
 21. Tymochko O, Larin V, Kolmykov M, Timochko O, Pavlenko V. Research of images filtration methods in computer systems. *Advanced Information systems*. 2021 Jun 22;5(1):93-9.
 22. Maan B, Simões RL, Meijer FJ, Renema WK, Slump CH. Comparison of dynamic susceptibility contrast-MRI perfusion quantification methods in the presence of delay and dispersion. In *Medical Imaging 2011: Biomedical Applications in Molecular, Structural, and Functional Imaging 2011 Mar 15 (Vol. 7965, pp. 621-633)*. SPIE.
 23. Arvidsson J. *Advancements in DSC and BOLD perfusion imaging: Acquisition, analysis and clinical application*. 2023 Oct 31.

UDC 004.932:616-073.756.8

ANALYSIS OF THE IMPACT OF DATA PREPROCESSING ON THE QUALITY OF BLOOD VOLUME ESTIMATION USING SUMMARY PERFUSION PARAMETERS

Lobunko Dmytro

lobunko.dmytro@gmail.com

Alkhimova Svitlana

alkhimova.svitlana@lil.kpi.ua

Department of Biomedical Cybernetics
National Technical University of Ukraine
“Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute”
Kyiv, Ukraine

Abstract – Although summary perfusion parameters are less accurate than the deconvolution method, their widespread use is driven by the speed and simplicity of their calculation. At the same time, the reliability of these parameters directly depends on the quality of the input data and the efficiency of the algorithms involved in their computation. The main challenge lies in the absence of standardized procedures for processing time-intensity and time-concentration curves, which complicates the comparison of results across studies and decreases the accuracy of quantitative perfusion assessment. To investigate the impact of data preprocessing on the quality of estimating the summary perfusion parameter area under the curve, we analyzed raw-data filtering and the transformation of signal intensity into a contrast-agent concentration curve on data from 7 different patients, with 5 spatial slices each, comprising a total sample of 134 085 curves. Correlation analysis results show that time-concentration curves provide higher correlation with reference blood-volume perfusion maps, assessed using the deconvolution method, compared to time-intensity curves, regardless of the filtering method. The Gaussian filter yields the best results, achieving a correlation value of 0.765, compared to 0.761 for the median filter and 0.764 for the moving-average filter. Excessive enlargement of the filtering window leads to a loss of accuracy, whereas moderate or absent filtering provides a better balance between stability and precision of the computations. The findings can be used to improve quantitative perfusion-analysis algorithms and enhance the reproducibility of results in clinical practice.

Keywords: area under the curve, perfusion, signal filtering, data preprocessing, magnetic resonance imaging.