

УДК 004.932:616-073.756.8

Розрахунок перфузійних характеристик за допомогою методу моментів (огляд)

С. М. Алхімова, В. П. Яценко

Міжуніверситетський медико-інженерний факультет
Національний Технічний Університет України «КПІ», Київ

Резюме

За останні роки перфузійна комп'ютерна томографія досягла високої точності в оцінюванні перфузійних характеристик досліджуваної тканини. Було розроблено декілька математичних методів для аналізу отримуваних при цьому дослідженні даних, деякі з них стали комерційно доступними від провідних виробників техніки візуалізації. Одним з перших для розрахунку тканинної перфузії був розроблений метод моментів, що й зараз має широке використання. В статті висвітлено теорію цього методу, наведені ключові формули та визначення.

Ключові слова: метод моментів, теорія розведення індикатора, перфузійна комп'ютерна томографія.

Клин. информат. и Телемед.
2010. Т.6. Вып.7. с.64–68

Вступ

Метод дослідження тканинної перфузії за допомогою динамічної комп'ютерної томографії з контрастним посиленням був запропонований L. Axel в 1979 році [1], але тільки з впровадженням в 1990-х роках в клінічну практику швидких томографів з періодом обертання трубки менше однієї секунди отримала розвиток перфузійна комп'ютерна томографія (КТ). На сьогодні в клінічному застосуванні вже існує багато сфер, де перфузійна КТ активно використовується [2–6]. Для перфузійної КТ вже розроблено багато комерційних рішень, які пропонують різні протоколи та методи обробки даних [2, 4]. Найбільш використовуваними методами для визначення перфузійних параметрів на сьогодні є метод моментів (moments method), компартментний аналіз (compartmental analysis) та метод деконволюції (deconvolution method). В статті розглядається математичний апарат одного з цих методів – компартментного аналізу.

Постановка задачі

Метою даної статті є висвітлення теорії методу моментів, наведення ключових формул та визначень, що сприяють встановленню його переваг та недоліків для розрахунку тканинної перфузії з-поміж інших методів. **Об'єкт дослідження** – методи розрахунку перфузійних характеристик тканин за даними перфузійної КТ. **Предмет**

дослідження – використання методу моментів для розрахунку перфузійних характеристик тканин.

Принцип центрального об'єму та дослідження тканинної перфузії

В основу методів дослідження тканинної перфузії покладено принцип центрального об'єму, який вперше був сформульований Meier та Zierler [7]. Принцип центрального об'єму являє собою закон збереження маси відносно до кровообігу в тканині та дозволяє обрахувати кровотік як відношення об'єму крові до середнього часу проходження [8]:

$$BF = \frac{BV}{MTT}, \quad [1]$$

де кровотік BF (або перфузія) – швидкість проходження певного об'єму крові крізь заданий об'єм тканини за одиницю часу; відносний судинний об'єм BV – об'єм крові в середині судин, розташованих в заданому об'ємі тканини, це поняття враховує кров як в капілярах, так і в більш великих судинах – артеріях, артеріолах, венулах, венах; середній час проходження MTT – середній час, за який кров проходить крізь судинний

простір заданого об'єму тканини. Саме кровотік BF , відносний судинний об'єм BV та середній час проходження MTT є головними перфузійними характеристиками тканини, що розраховуються відносно досліджуваного об'єму тканини.

Теоретичні основи методу моментів

Теорія розведення індикатора була використана Axel [1] при розробці основ **методу моментів** для розрахунку тканинної перфузії при проведенні комп'ютерної томографії з контрастним посиленням. Ця теорія дозволяє знайти швидкість кровотоку через судину, якщо відома кількість індикатора (фарбника або іншої речовини), що вводиться в кров, і його концентрація в якій-небудь точці судини [9].

Уявимо собі достатньо довгий відрізок кровоносної судини, швидкість кровотоку через який дорівнює BF . Хай разом з кров'ю в цей відрізок поступатиме індикатор із швидкістю i . Тоді, якщо c – стала концентрація індикатора в даному відрізку судини, то справедливе відношення:

$$c = \frac{i}{BF} \quad [2]$$

Це відношення дозволяє обчислити BF , якщо i та c відомі. Слід зазначити, що теорія розведення індикатора в описаній модифікації дає вірні значення для швидкості кровотоку тільки тоді, коли індикатор, покидаючи разом з кров'ю даний відрізок судини, надалі виводиться з крові. Інакше концентрація індикатора в крові поступово збільшуватиметься за рахунок рециркуляції і розрахунок BF по вказаній формулі приводитиме до завищених результатів.

У поширенішій модифікації методу відома кількість індикатора m вводиться в кровоносну судину болюсом (за короткий час – близько однієї секунди). В цьому випадку концентрація індикатора в судині вже не буде постійною, а буде функцією часу $c(t)$, значення якої буде зростати до піку, а потім знов повернеться до нуля (рис. 1).

Якщо швидкість кровотоку через судину BF вважати постійною, то за будь-який короткий проміжок часу Δt мимо датчика пройде кількість індикатора, рівна $BF \cdot c(t) \cdot \Delta t$ [10]. Загальна кількість індикатора, що пройшла по судині мимо датчика, буде наступною:

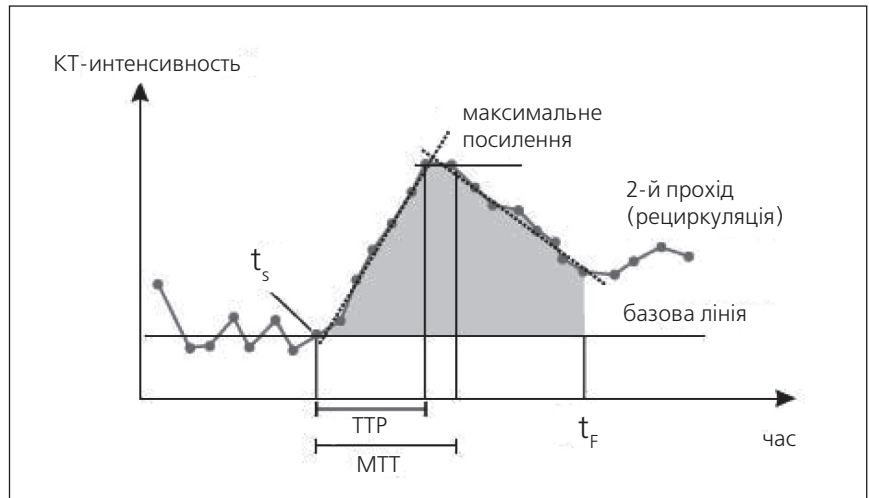


Рис. 1. Типова крива залежності посилення (КТ-інтенсивності) від часу.

Наявність другого піку на кривій посилення обумовлена рециркуляцією контрастної речовини. Значимість для розрахунків методом моментів має лише перший прохід болюсу крізь досліджуваний об'єм тканини, де MTT – середній час проходження, TTP – час проходження до максимального посилення, t_s – час початку надходження контрастної речовини болюсу в досліджуваний об'єм тканини, t_f – час завершення першого проходження болюсу крізь досліджуваний об'єм тканини. Зафарбована ділянка відповідає площі криволінійної трапеції, обмеженої зверху кривою залежності посилення від часу. Базова лінія представляє середнє значення КТ інтенсивності до початку надходження контрастної речовини болюсу в досліджуваний об'єм тканини.

$$m = BF \int_0^{\infty} c(t) dt \quad [3]$$

Якщо m відомо, а $c(t)$ вимірюється, можна вирішити рівняння формули 3 для BF :

$$BF = \frac{m}{\int_0^{\infty} c(t) dt} \quad [4]$$

Інтеграл в знаменнику формули 4 – це площа криволінійної трапеції, обмеженої зверху кривою $c(t)$, що відповідає площі заштрихованої ділянки на малюнку 1. Звісно, якщо потік не є постійним, а пульсуючим, то формула 4 дає середнє значення для BF . Розрахунок швидкості кровотоку за допомогою цієї формули є основою для клінічного визначення серцевого викиду, а формулу 4 часто називають рівнянням Стюарта-Хамілтона (Stewart-Hamilton) [11].

Але не можна обрахувати фактичну кількість контрастної речовини, яка надходить через артерії до тканини під час введення болюсу. Тому формула Стюарта-Хамілтона (формула 4) не може бути використана, щоб розрахувати перфузію тканини. Натомість, Axel [1] показав, що при використанні індикаторів, які не дифундують, відносний судинний об'єм BV (об'єм крові в середині судин тканини) буде дорівнювати відношенню

площі криволінійної трапеції під кривою тканинної концентрації індикатора $c_t(t)$ до площі криволінійної трапеції під кривою артеріальної концентрації індикатора $c_a(t)$.

Так, у даному просканованому об'ємі тканини V відносна судинна частка об'єму в тканині BV буде виражатися формулою:

$$BV = \frac{V_{vasc}}{V_{vasc} + V_{interstitium} + V_{cells}} = \frac{V_{vasc}}{V} \quad [5]$$

де V_{vasc} , $V_{interstitium}$, V_{cells} – об'єми, що займають судини, інтерстицій та клітини тканини відповідно [12]. Таким чином, після введення болюсу контрастної речовини в судинне русло середня концентрація індикатора в тканині $c_t(t)$, яка безпосередньо відстежується через КТ-інтенсивність при скануванні тканини, буде менша, ніж внутрисудинна концентрація $c_{BV}(t)$, відповідно до формули:

$$c_t(t) = BV \cdot c_{BV}(t) \quad [6]$$

Якщо через тканину протікає кровотік BF , то відповідно до формули 3 загальна кількість індикатора, яка надходить до тканини крізь артерії, може бути подана як інтеграл за часом від добутку кровото-

току BF на артеріальну концентрацію індикатора $c_a(t)$. Беручи до уваги, що ця загальна кількість індикатора має дорівнювати кількості, що покидає тканину, яка відповідно до формули 2 аналогічно може бути подана як інтеграл за часом від добутку кровотоку BF на концентрацію індикатора в судинному просторі тканини $c_{BV}(t)$ або концентрацію індикатора в дренуючих венах $c_v(t)$ [1]. Таким чином:

$$BF \int_0^{\infty} c_a(t) dt = BF \int_0^{\infty} c_v(t) dt \\ = \frac{1}{BV} BF \int_0^{\infty} c_t(t) dt \quad [7]$$

Також в додатку IV до статті [1] докладно показано, що рівняння 7 зберігає силу, навіть коли капілярна концентрація індикатора не дорівнює венозній концентрації. Таким чином, об'єм крові в тканині BV можна знайти за формулою:

$$BV = \frac{\int_0^{\infty} c_t(t) dt}{\int_0^{\infty} c_a(t) dt} \quad [8]$$

Для розрахунку середнього часу проходження MTT крові крізь судинний простір тканини використовується статичний момент плоскої фігури під кривою залежності посилення від часу $c(t)$. Числове значення MTT еквівалентне центру тяжіння плоскої фігури під кривою залежності посилення від часу $c(t)$:

$$MTT = \frac{\int_0^{\infty} tc(t) dt}{\int_0^{\infty} c(t) dt} \quad [9]$$

при цьому приймається, що $t = 0$ при потраплянні контрастної речовини в судинне русло досліджуваної тканини, а вимірювання концентрації індикатора $c(t)$ проводиться або в судинному просторі тканини, або в дренуючих венах, що при ідеальному змішуванні має бути однаковим. Таким чином, визначення MTT передбачає транзит крові від ідеалізованого нескінченно вузького імпульса дельта-функції введеного миттєвого болюсу [13]. Але на практиці внутрішньовенна ін'єкція контрастної речовини має кінцевий час дії та, крім того, досягнення індикатором артеріального русла тканини відбувається з затримкою (так би мовити, середній час введення контрастної речовини). Отже, спостережуваний середній час проходження MTT_{obs} еквівалентний сумі значень

дійсного середнього часу проходження MTT та середнього часу введення контрастної речовини MTT_{inj} [9, 14]:

$$MTT_{obs} = MTT_{inj} + MTT \quad [10]$$

що дає найпростіший метод корекції для визначення середнього часу проходження крові крізь судинний простір тканини.

Покращена формула для визначення часткового судинного об'єму

Метод моментів, розроблений Axel, був допрацьований Gobbel та інш. [15]. Він покращив визначення часткового судинного об'єму, врахувавши вплив на розрахунки різниці в значеннях гематокрита в досліджуваному об'ємі тканини та в периферійній артерії, що живить досліджуваний об'єм тканини. Аналогічно формули 6 можна отримати залежність між концентраціями в заданому об'ємі тканини $c_t(t)$ та в плазмі $c_{pv}(t)$:

$$c_t(t) = PV \cdot c_{pv}(t) \quad [11]$$

де PV – відносний об'єм, який займає плазма по відношенню до всього об'єму. Формулу 7 Gobbel представив як засіб вираження загальної кількості контрастної речовини, що досягає заданого об'єму тканини з концентрацією в артеріальній плазмі $c_{ap}(t)$ при постійному потоці плазми PF :

$$PF \int_0^{\infty} c_{ap}(t) dt = \frac{PF}{BV} \int_0^{\infty} c_t(t) dt \quad [12]$$

Відносний судинний об'єм BV може бути отриманий, підставивши в формулу 12 відношення:

$$PV = BV \cdot (1 - Hct_t) \\ c_{ap}(t) = c_a(t) / (1 - Hct_a) \text{ та } Hct_t = j \cdot Hct_a : \\ BV = \frac{1 - Hct_a}{1 - j \cdot Hct_a} \cdot \frac{\int_0^{\infty} c_t(t) dt}{\int_0^{\infty} c_a(t) dt} \quad [13]$$

де Hct_a – гематокрит в периферійній артерії, що живить досліджуваний об'єм тканини, Hct_t – гематокрит в досліджу-

ваному об'ємі тканини; j – константний коефіцієнт відношення гематокрита в периферійній артерії Hct_a до тканинного гематокрита Hct_t .

Покращена формула для визначення середнього часу проходження

Gobbel також показав, що середній час проходження MTT дорівнює різниці центрів тяжіння плоских фігур під кривими залежності тканинного та артеріального посилення від часу. Якщо розглядати КТ-інтенсивність як функцію від часу, то вона може бути представлена у вигляді сукупності декількох функцій $f_i(t)$, кожна з яких представляє зміну КТ-інтенсивності у зв'язку з потраплянням i -ї молекули контрастної речовини в область досліджуваного об'єму тканини. Якщо поява миттєвого болюсу в області досліджуваного об'єму тканини характеризується моментом часу $t = 0$, то кожна з r введених молекул контрастної речовини спричинятиме еквівалентні зміни значення КТ-інтенсивності тканини в проміжку часу від 0 до t_i , де t_i – час проходження i -ї молекули крізь досліджуваний об'єм тканини.

Розрахунок центру тяжіння такого болюсу дає середнє значення часу проходження миттєвого болюсу (всі r введених молекул одразу потрапляють в область досліджуваного об'єму тканини).

Центр тяжіння відносно часу проходження (середній час проходження i молекулами досліджуваного об'єму тканини) такої системи можна визначити як:

$$MTT_{inst} = \frac{1/2 \cdot (t_1^2 + t_2^2 + \dots + t_r^2)}{(t_1 + t_2 + \dots + t_r)} \\ = 1/2 \cdot \frac{\sum_{i=1}^r t_i^2}{\sum_{i=1}^r t_i} = 1/2 \cdot \frac{\nu_2}{\nu_1} \quad [14]$$

де ν_1 та ν_2 – відповідно перший та другий початкові моменти функції щільності розподілення ймовірності часу проходження крізь заданий об'єм досліджуваної тканини. Якщо використовувати

функцію щільності розподілення ймовірності часу проходження, то перший початковий момент ν_1 (математичне сподівання) еквівалентний середньому часу проходження MTT . Використовуючи відношення $SD^2 = \nu_2 - \nu_1^2$, де SD – середньоквадратичне відхилення від середнього часу проходження, та те, що $SD = k \cdot \nu_1$, де k – коефіцієнт варіації, можна представити формулу 14 для середнього часу проходження наступним чином:

$$MTT = \frac{2}{(1+k^2)} \cdot MTT_{inst} \quad [15]$$

На практиці для введеного болюсу крива залежності посилення від часу в досліджуваному об'ємі тканини є згортою від реальної кривої залежності посилення від часу на вході та від гіпотетичної кривої залежності посилення від часу в тканині з наявним в ній миттєвим болюсом. Центри тяжіння двох функцій згортки можуть бути додані для отримання центру тяжіння згортки цих функцій [16]. Таким чином, з рівняння 15 отримуємо:

$$MTT = \frac{2}{(1+k^2)} \cdot (MTT_t - MTT_{inp}), \quad [16]$$

де MTT_t – центр тяжіння плоскої фігури під кривою залежності посилення від часу в досліджуваному об'ємі тканини, MTT_{inp} – центр тяжіння плоскої фігури під кривою залежності посилення від часу в артерії на вході в досліджуваний об'єм тканини.

Якщо змішування контрастної речовини з кров'ю однакове в будь-яких двох артеріях, які візуалізовані на одному й тому ж зрізі КТ, то криві залежності посилення від часу цих двох судин також мають бути однаковими, різниця може бути пояснена невідповідністю в часі надходження болюсу. Тому, якщо зробити поправку на цю невідповідність, центр тяжіння плоскої фігури під кривою залежності посилення від часу в артерії на вході в досліджуваний об'єм тканини MTT_{inp} можна замінити центром тяжіння плоскої фігури під кривою залежності посилення від часу в периферійній артерії, що живить досліджуваний об'єм тканини MTT_a :

$$(MTT_t - MTT_{inp}) = (1-m) \cdot (MTT_t - MTT_a), \quad [17]$$

де m – коефіцієнт різниці між часом надходження контрастної речовини болюсу в досліджуваний об'єм тканини та в периферійну артерію, що живить до-

сліджуваний об'єм тканини. Отже, матимемо наступну формулу для розрахунку середнього часу проходження:

$$MTT = \frac{2(1-m)}{(1+k^2)} \cdot (MTT_t - MTT_a). \quad [18]$$

Покращена формула для визначення тканинної перфузії

Таким чином, все вищезгадане дозволяє, використовуючи метод моментів, розрахувати кровотік відповідно формули 1 як відношення об'єму крові до середнього часу проходження за наступною формулою:

$$BF = n \cdot \frac{\frac{AUC_t}{AUC_a}}{MTT_t - MTT_a},$$

$$\text{де } n = \frac{(1-Hct_p) \cdot (1+k^2)}{2(1-j \cdot Hct_p) \cdot (1-m)}; \quad [19]$$

AUC_t та AUC_a – площі криволінійних трапецій під кривими залежностями посилення від часу в досліджуваному об'ємі тканини та в артерії, що живить даний об'єм тканини, відповідно; MTT_t та MTT_a – відповідно центри тяжіння плоских фігур під кривими залежностями посилення від часу в досліджуваному об'ємі тканини та в артерії, що живить даний об'єм тканини, які визначаються за формулами:

$$MTT_t = \frac{\int_0^{\infty} t c_t(t) dt}{\int_0^{\infty} c_t(t) dt} \quad \text{та}$$

$$MTT_a = \frac{\int_0^{\infty} t c_a(t) dt}{\int_0^{\infty} c_a(t) dt}.$$

Розрахунок перфузійних параметрів за формулою 19 має дві переваги в порівнянні з методом, запропонованим

Axel [1]. По-перше, середній час проходження визначається за кривими залежності посилення від часу без припущення, що концентрація індикатора в судинному просторі тканини має бути такою ж, як і концентрація індикатора в дренажних венах. По-друге, деякі з проблем, що пов'язані з використанням периферійних артерій, були вирішені, врахувавши вплив на розрахунки різниці в значеннях гематокрита в досліджуваному об'ємі тканини та в периферійній артерії, що живить досліджуваний об'єм тканини [17].

Як було зазначено на початку, метод моментів передбачає лише єдине проходження болюсу крізь досліджуваний об'єм тканини, отже криві залежності тканинного та артеріального посилення від часу мають бути скоректовані для видалення ефекту рециркуляції. Зазвичай це досягається за рахунок використання гама-розподілення [1, 15, 18, 19]. Використання гама-розподілення також дозволяє розраховувати значення інтегралів в межах до нескінченості.

Висновки

До переваг методу моментів відноситься те, що він, на відміну від базового методу компартментного аналізу, не потребує інформації від кривої залежності венозного посилення від часу; в порівнянні з методом деконволюції метод моментів має простішу реалізацію для розрахунку середнього часу проходження MTT ; крім того, він надає можливість точного визначення відносного судинного об'єму BV . Таким чином, метод моментів на сьогодні є одним з практичних рішень визначення перфузійних характеристик тканини за допомогою КТ.

Отримані результати є узагальненням класичних досліджень розрахунку перфузійних характеристик та можуть бути використані для системного аналізу васкулярної системи органів або тканин. Результати даного дослідження становлять як теоретичний, так і практичний інтерес для науковців у галузі медичної інженерії.

Література

1. L. Axel. Cerebral Blood Flow Determination by Rapid-Sequence Computed Tomography. // Radiology. – Vol.137. – No.3. – p.679–686 (1980).
2. Ellen G. Hoeffner, Ian Case, Rajan Jain, Sachin K. Gujar, Gaurang V.

- Shah, John P. Deveikis, Ruth C. Carlos, B. Gregory Thompson, Mark R. Harrigan, and Suresh K. Mukherji. Cerebral Perfusion CT: Technique and Clinical Applications. // *Radiology* – Vol.231. – No.3. – p.632–644 (2004).
3. James D. Eastwood, Michael H. Lev and James M. Provenzale. Perfusion CT with Iodinated Contrast Material. // *American Journal of Roentgenology*. – Vol.180. – No.1. – p.3–12 (2003).
 4. K. A. Miles and M. R. Griffiths. Perfusion CT: a worthwhile enhancement? // *British Journal of Radiology*. – Vol.76. – No.904. – p.220–231 (2003).
 5. K. A. Miles. Brain perfusion: computed tomography applications. // *Neuroradiology*. – Vol.46. – Suppl.2. – s.194–200 (2004).
 6. Kenneth A. Miles. Perfusion imaging with computed tomography: brain and beyond. // *European Radiology Supplements*. – Vol.16. – Suppl.7. – M37–M43 (2006).
 7. Paul Meier and Kenneth L. Zierler. On the Theory of the Indicator-Dilution Method for Measurement of Blood Flow and Volume. // *Journal of Applied Physiology*. – Vol.6. – No.12. – p.731–744 (1954).
 8. Kenneth A Miles, Charles Andre Cuenod, Janet Husband. Multi-Detector Computed Tomography in Oncology: CT Perfusion Imaging. London, UK: Informa Healthcare (2007). – 241 pages.
 9. Kenneth Zierler. Indicator Dilution Methods for Measuring Blood Flow, Volume, and Other Properties of Biological Systems: A Brief History and Memoir. // *Annals of Biomedical Engineering*. – Vol.28. – No.8. – p.836–848 (2000).
 10. Ken Miles, James Eastwood, and Matthias Koenig. Multi-Detector Computed Tomography in Cerebrovascular Disease: CT Perfusion Imaging. Abingdon, UK: Informa Healthcare (2007). – 192 pages.
 11. M. E. Valentinuzzi¹, L. A. Geddes¹ and L. E. Baker. A simple mathematical derivation of the Stewart-Hamilton formula for the determination of cardiac output. // *Medical and Biological Engineering and Computing*. – Vol.7. – No.3. – p.277–282 (1969).
 12. A. A. Konstas, G. V. Goldmakher, T.-Y. Lee, and M. H. Lev. Theoretic Basis and Technical Implementations of CT Perfusion in Acute Ischemic Stroke, Part 1: Theoretic Basis. // *American Journal of Neuroradiology*. – Vol.30. – No.4. – p.662–668 (2009).
 13. Isabelle Mottet, Michael J Quast, Douglas S Dewitt, Gilbert R Hillman, Jingna Wei, David H Uhrbrock, J Regino Perez-Polo and Thomas A Kent. NG-Nitro-L-Arginine Methyl Ester Modifies the Input Function Measured by Dynamic Susceptibility Contrast Magnetic Resonance Imaging. // *Journal of Cerebral Blood Flow & Metabolism*. – Vol.17. – No.7. – p.791–800 (1997).
 14. Kenneth L. Zierler. Theoretical Basis of Indicator-Dilution Methods for Measuring Flow and Volume. // *Circulation Research*. – Vol.10. – No.3. – p.393–407 (1962).
 15. Glenn T. Gobbel, Christopher E. Cann and John R. Fike. Measurement of Regional Cerebral Blood Flow Using Ultrafast Computed Tomography Theoretical Aspects. // *Stroke*. – Vol.22. – No.6. – p.768–771 (1991).
 16. Bracewell R. *The Fourier Transform and Its Applications*, ed 3. San Francisco, USA: McGraw-Hill Book Co (1999). – 624 pages.
 17. Griffiths, Matthew R. Dynamic contrast-enhanced CT in the investigation of tumour angiogenesis and haemodynamics. *Queensland University of Technology, Thesis for the degree of Doctor of Philosophy* (2008). – 194 pages.
 18. Thompson, H. K., Jr, Starmer, F., Whalen, R. E., et al. Indicator transit time considered as a gamma variate. // *Circulation Research*. – Vol.14. – No.6. – p.502–515 (1964).
 19. Harpen M. D, Lecklitner M. L. Derivation of gamma variate indicator dilution function from simple convective dispersion model of blood flow. // *Medical Physics*. – Vol.11. – No.5. – p.690–692 (1984).

Method of moments for measuring perfusion parameters (review)

S. M. Alkhimova, V. P. Yatsenko
Interuniversity medicoengineering faculty,
National Technical University Of Ukraine
«KPI», Kiev

Abstract

In recent years, perfusion CT achieved high accuracy in the estimating the values of studied tissue perfusion parameters. Several mathematical methods have been developed for analysing CT-data to obtain a perfusion parameter values, some of which have been made commercially available by the major CT vendors. The method of moments was one of the first developed technique for the measuring tissue perfusion. This technique is currently widespread used. The moment method theory, basic formulas and definitions are presented in the article.

Key words: method of moments, indicator-dilution theory, perfusion computer tomography.

Расчет перфузионных характеристик с помощью метода моментов (обзор)

С. Н. Алхимова, В. П. Яценко
Межуниверситетский медико-
инженерный факультет, Национальный
Технический Университет Украины
«КПИ», Киев

Резюме

За последние годы перфузионная компьютерная томография достигла высокой точности в оценивании перфузионных

характеристик исследуемой ткани. Было разработано несколько математических методов для анализа получаемых при этом исследовании данных, некоторые из них стали коммерчески доступными от ведущих производителей техники визуализации. Одним из первых для расчета тканевой перфузии был разработан метод моментов, который и в настоящее время имеет широкое использование. В статье отражена теория этого метода, приведены ключевые формулы и определения.

Ключевые слова: метод моментов, теория разведения индикатора, перфузионная компьютерная томография.

Листування

д. м. н., професор **В. П. Яценко**
 кафедра медичної кібернетики
 та телемедицини

Національний технічний університет
 України «КПІ»

вул. Янгеля 16/2, Київ

03057, Україна

тел. +380 (44) 406 85 74

ел. пошта: yatsen@mmif.ntu-kpi.kiev.ua

С. М. Алхімова

вул. Виборзька 1/408, Київ

03056, Україна

тел. +380 (44) 406 85 74

ел. пошта: asnarta@mail.ru