

Р.О. Коломієць, аспір.

Житомирський державний технологічний університет

МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ПРОЦЕСУ ГАЗОРОЗРЯДНОЇ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ

(Представлено д.т.н., проф. Манойловим В.П.)

Запропоновано спрощену математичну модель процесу газорозрядної візуалізації крапель рідин, зокрема людської крові.

Постановка завдання. Для коректної інтерпретації результатів, отриманих за допомогою методу газорозрядної візуалізації, необхідно мати математичну модель взаємодії електричного поля з досліджуванним середовищем. У моделі повинен бути відображений зв'язок між параметрами зовнішнього електричного поля (частота і напруженість), внутрішніми параметрами об'єкта дослідження (просторова структура (будова), електрична провідність та її розподіл в об'ємі середовища) і параметрами отриманого ГРВ-зображення (ефективна площа світіння та фрактальна розмірність).

Вхідні дані. Все, що знаходиться між електродами, можна розділити на три частини – власне об'єкт дослідження, газовий проміжок та діелектричне покриття – тому еквівалентна схема системи матиме вигляд, як на рисунку 1.

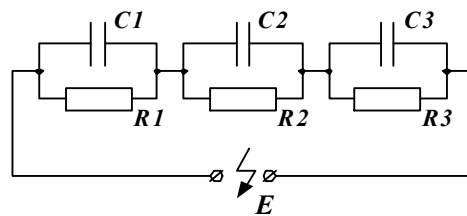


Рис. 1

На рис. 1 $C1$ і $R1$ – відповідно ємність та опір власне краплі рідини (об'єкта дослідження), $C2$ і $R2$ – ємність та опір газового проміжку, $C3$ і $R3$ – ємність і опір шару діелектрика, яким покрито електрод, на якому формується зображення. Наведену на рисунку 1 схему можна було б перетворити на еквівалентну простішу, що складається всього з однієї пари $R-C$, але у кожній частині системи процеси протікання електричного струму відбуваються по-різному. Електричний струм у краплі рідини призводить до різних процесів самоорганізації та зміни її структури [1, 2], що знаходить подальше відображення на картині розподілу поля і, відповідно, світіння. Протікаючи через газовий проміжок, струм іонізує його, і внаслідок цього виникає видиме світіння – “аура”. Форма світіння залежить від просторового розподілу щільності струму – а він, в свою чергу, – від попередньої стадії процесу, тобто від розподілу струму в об'ємі об'єкта дослідження [1, 2]. В об'ємі діелектрика, яким покритий електрод-носії зображення струму провідності майже немає – надто великий його опір (матеріалом діелектрика як правило слугує скло). Але внаслідок великого опору ізоляції цього електрода газовий розряд переходить до стадії, яка в літературі називається “ковзаючою” (“скользящий разряд”) – [1, 3]. Саме завдяки такій формі розряду і стає видимою “аура”.

Нижче наведені вхідні дані для моделювання електричного розряду в кожній області окремо.

Електричне поле. Для успішного процесу візуалізації потрібно змінне електричне поле високої напруженості. Поле утворюється в проміжку між електродами, на які подається змінний електричний струм. Форма його – прямокутні імпульси, причому тривалість імпульсу є сталою, а зміна частоти проходження імпульсів відбувається тільки за рахунок зміни тривалості пауз між ними. Електричне поле, завдяки якому відбувається процес газорозрядної візуалізації, має напруженість близько $2,5 \dots 10^6 \pm 10\%$ В/м, та два частотних режими: перший – $10 \dots 100 \pm 10\%$ кГц (задається дослідником) з тривалістю імпульсів 3 мкс та другий – $10 \dots 30 \pm 10\%$ кГц (також задається дослідником) з тривалістю імпульсів 10 мкс. Напруженість поля вибиралась згідно з [1], а частоти – з конструктивних міркувань відповідно до конкретної моделі генератора. Як впливає з фізики процесу візуалізації [1, 3], частота електричного поля принципового значення не має.

Середовище. В даному випадку об'єктом дослідження є крапля цільної крові людини. Таке середовище можна охарактеризувати як неоднорідне ізотропне. Це означає, що в ньому неможливо виділити нескінченно малий (фізично) елемент об'єму dV , такий, щоб всі інші також нескінченно малі елементи об'єму цього середовища мали однакові з ним фізичні властивості. При цьому кількість видів таких нескінченно малих об'ємів dV_i є обмеженою величиною. Але всі елементи dV_i хаотично перемішані між собою, і тому в повному об'ємі середовища не існує якогось виділеного особливого

напрямку, якоїсь впорядкованої структури. Це означає, що таке середовище, незважаючи на неоднорідність, є ізотропним, тобто таким, в якому всі фізичні процеси протікають однаково, незалежно від просторового напрямку.

Кожен з видів елементарних елементів об'єму dV_i є ізотропним та однорідним, параметрами його є власне об'єм та питома електрична провідність. Кількість видів елементарних елементів об'єму dV_i повинна бути достатньою, щоб описати середовище в термінах розподілу провідності в повному об'ємі середовища.

Що стосується власне крові, то в першому наближенні її можна вважати колоїдним розчином (сумішшю), основу якої (розчинник) складає плазма крові, а компонентами є клітини крові. Як останні можна обмежитись еритроцитами, лейкоцитами і тромбоцитами.

Газовий проміжок. Як вказують автори [4], спектр світіння не залежить від хімічного складу досліджуваного об'єкта та матеріалу електродів, а визначається лише хімічним складом газу, в середовищі якого знаходиться об'єкт. Параметри газового середовища (повітря) в даному випадку можна вважати сталими. Також в [4] сказано, що спектр світіння не залежить від вологості оточуючого газового середовища, що цілком узгоджується з фізикою процесу візуалізації [1]. Однак на відміну від самого середовища, яке є неоднорідним та ізотропним, газовий проміжок є однорідним.

Діелектричне покриття. Для того, щоб газовий розряд переходив у “ковзаючу” стадію, провідний електрод покривається прозорим діелектриком, як правило склом.

Таким чином, вхідними даними для моделювання процесу утворення “аури” навколо об'єкта дослідження будуть:

- напруженість електричного поля, або різниця потенціалів між електродами E ;
- частота імпульсів струму f , або, точніше, середня тривалість імпульсу струму T_i та середня тривалість паузи між імпульсами T_n ;
- об'єм краплі V ;
- питома (об'ємна) електрична провідність плазми крові σ_{II} ;
- питома (об'ємна) електрична провідність гематокриту $\sigma_{Г}$;
- середня концентрація клітин у плазмі крові n ;
- питома провідність повітря σ_A ;
- поверхневий опір діелектричного покриття R_{II} .

Для наглядної перевірки моделі була написана програма в середовищі *Free Pascal 1.0.4*, в результаті роботи якої є можливість порівняти реальні ГРВ-зображення сукупної польової структури біологічного об'єкта та зображення, змодельованого на основі вищенаведених даних.

Математична модель. В основі її лежить відоме з електродинаміки співвідношення між щільністю струму провідності та напруженістю електричного поля, силові лінії якого пронизують середовище:

$$J_{II} = \sigma E, \quad (1)$$

де J_{II} – щільність струму провідності, А/м; σ – провідність, см; E – напруженість електричного поля, В/м. Один електрод безпосередньо стосується об'єкта дослідження, який за великим рахунком, можна вважати провідником в цілому, але він є неоднорідним. Кров можна уявити як колоїдний розчин, де розчинником виступає плазма, а розчинені частинки – клітини крові – вільно перемішуються в її об'ємі. При цьому концентрація розчинених часток є великою: до 45 % [5]. Провідність гематокриту приблизно вдвічі менша, ніж провідність самої плазми [6]. В об'ємі плазми крові клітини (гематокрит) розміщені хаотично, але більш-менш рівномірно. Тому періодично на шляху електричного струму, що протікає крізь краплю крові, будуть виникати неоднорідності-перешкоди. Таке середовище доцільно представити як неоднорідну суміш фрактальних кластерів [7]. Оцінити характерний середній об'єм одного кластера можливо наступним чином. Згідно з даними [5, 6], в 1 мкл (або 10^{-9} м³) крові людини міститься приблизно $5,5 \cdot 10^6$ клітин, які загалом займають 45 % її повного об'єму. Тоді, якщо представити окремий кластер розміром з одну окрему клітину (а в живій цільній крові клітини безпосередньо між собою не контактують – не “злипаються”), то характерний середній розмір кластера приблизно дорівнює:

$$V_i = \frac{10^{-9} \cdot 0,45}{5,5 \cdot 10^6} = 8,2 \cdot 10^{-17} \text{ (м}^3\text{)}. \quad (2)$$

Незважаючи на малість отриманої величини, вона все ж є дуже великою порівняно з характерними розмірами (об'ємами) атомів, а тим більше – електронів. Відомо, що струм провідності є направленим рухом електронів, а сила струму напряму залежить від їхньої швидкості, яка, в свою чергу, визначається напруженістю зовнішнього електричного поля (або, точніше, величиною прикладеної ЕРС) та електричним опором речовини, крізь яку проходить струм.

Потік електронів (ектричний струм), попадаючи з першого (тонкого) електрода в об'єкт дослідження (краплю), “намагається” рівномірно розтектись по всьому об'єму. При цьому в точці контакту електрода з краплею загальний потік (струм) дробиться на безліч “мікрострумів”. Доброю аналогією явища може служити картина всмоктування рідини пористим тілом – там в якості “каналів провідності” служать самі пори, а стінки пор – це ніби непровідний “діелектрик” (зрозуміло, що як електрони, або електричний струм виступає рідина, яка поглинається). Тому в різних кластерах сила мікроструму буде різною. Загалом, як вже зазначалося, це призводить до нерівномірності просторового розподілу струму в об'ємі краплі.

Функцію, що описує просторовий розподіл провідності в краплі, в першому наближенні можна вважати сталою:

$$\Phi(x, y, z) \cong \text{const} . \tag{3}$$

Фактично вона ж є і функцією розподілу типів кластерів по об'єму краплі.

Під впливом електричного поля (струму) кластери змінюють своє просторове положення, розчин (середовище) змінює свою структуру, тобто функція (3) вже не є сталою. В об'ємі рідини виникають стаціонарні потоки, швидкості яких становлять [1, 2]:

$$V_r(r, \theta) = \frac{9 S_k}{8 r^2} \cos 2\theta , \tag{4}$$

$$V_\theta(r, \theta) = -\frac{243 S_k}{64 r^2} \sin 2\theta , \quad r > 1 , \tag{5}$$

де θ – центральний кут, що відраховується від осі коливань; r – безрозмірна відстань від центра сферичної краплі, віднесена до її радіуса R ; параметр S_k визначає безрозмірний критерій подібності та виражається формулою:

$$S_k = \frac{Ran}{v} , \tag{6}$$

де R – радіус сферичної краплі, a – амплітуда коливань, n – частота коливань, v – кінематична в'язкість рідини.

Ці потоки слугують також каналами провідності для електричного струму, розподіленого в об'ємі краплі.

У газовому проміжку електрони рухаються з дрейфовою швидкістю $v = \mu E$ (де μ – рухливість електрона), а траєкторія потоку електронів виражається рівняннями [1]:

$$\frac{\partial z}{\partial t} = -\mu \left(E(t) - \frac{\partial \varphi(r, z)}{\partial z} \right) , \tag{7}$$

$$\frac{\partial r}{\partial t} = -\mu E(t) = -\mu \frac{\partial \varphi(r, z)}{\partial z} , \tag{8}$$

де $\varphi(r, z)$ – функція розподілу потенціалу навколо краплі. Поле в даному випадку є радіальним, тому від кута не залежить.

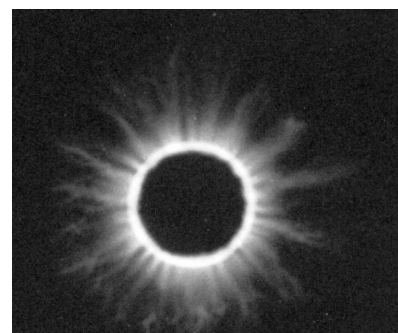
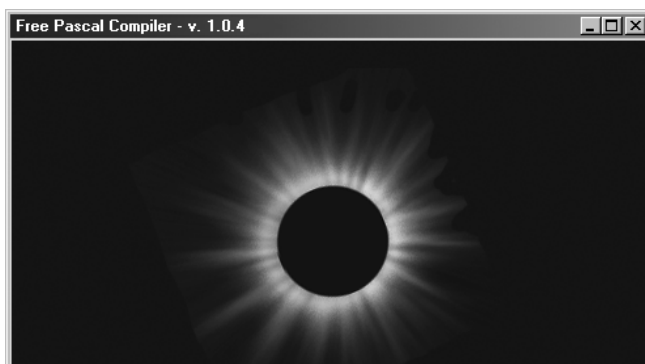
Систему, представлену на рис. 1, було змодельовано в середовищі *Free Pascal 1.0.4*, при цьому враховувалося те, що випромінювання оптичного діапазону існує лише в газовому проміжку. В об'ємі краплі струми розраховувались на основі рівнянь (1), (4) і (5), в газовому проміжку – на основі (1), (7) і (8), а в діелектричному покритті електрода, як вже зазначалося, струмів провідності нема, тому враховувався лише струм зміщення:

$$j_{zm} = \int_S \frac{\partial D}{\partial t} dS , \tag{9}$$

де D – поле електричного зміщення, або електрична індукція [8]:

$$D = \varepsilon \varepsilon_0 E . \tag{10}$$

Висновки. На рис. 2 зліва представлені результати моделювання краплі людської крові об'ємом 0,5 мл та наступними параметрами (брались з довідникового видання [6]), а справа для порівняння – знімок ГРВ-зображення краплі крові умовно здорової людини.



Параметри для розрахунку:

- $E = 25$ кВ/см;
- $f = 10$ кГц;
- $V = 0,5$ мл;
- $\sigma_{II} = 20$ См/м;
- $\sigma_{I} = 12$ См/м;
- $n = 45$ %;
- $\sigma_A = 0,1$ См/м;
- $R_{II} = 20$ МОм·м.

Масштаб зображення 5:1. Фотографія зліва зроблена об'єктивом з фокусною відстанню 35 мм та збільшена в 3 рази.

Візуально реальне ГРВ-зображення та отримане за допомогою чисельного моделювання подібні, що дає підстави стверджувати, що модель в першому наближенні є адекватною фізичному процесу. Проте в моделі не врахована можливість відхилення розрядного струму від прямолінійної траєкторії, що завжди відбувається в реальності.

ЛІТЕРАТУРА:

1. *Коротков К.Г.* Основы ГРВ-биоэлектрографии. – С.-Пб., СПбГИТМО (ТУ), 2001. – 360 с.
2. *Крыжановский Э.В.* Исследование жидкогазовых объектов методом газоразрядной визуализации – Дисс. ... канд. техн. наук. – СПб, 2004. – 103 с.
3. *Грановский В.Л.* Электрический ток в газах – М.: Наука, 1971. – 560 с.
4. *Абдулов И.И., Алтынбаев Е.В., Бабич А.Ю., Иванов И.А. и др.* Исследование зависимости спектра свечения Кирлиан от химического состава объекта и окружающей его газовой атмосферы // Тезисы X Международного научного конгресса по ГРВ-биоэлектрографии “Наука. Информация. Сознание”. – 2006. – С. 95–98.
5. *Ганонг В.Ф.* Физиология людини – Львів: БаК, 2002. – 784 с.
6. *Справочник по биофизическим характеристикам тканей человека* // Под ред. А.В. Иванова. – М.: Медицина, 1989. – 468 с.
7. *Смирнов Б.М.* Физика фрактальных кластеров. – М.: Наука, 1991. – 224 с.
8. *Баскаков С.И.* Основы электродинамики. – М.: Сов. радио, 1973. – 248 с.

КОЛОМІЄЦЬ Роман Олександрович – аспірант кафедри електронних апаратів Житомирського державного технологічного університету.

Наукові інтереси:

- застосування методу ГРВ у медицині та інших галузях;
- фізика живого.

Подано 25.10.2006