

Р.О. Коломієць, к.т.н., ст. викладач
Т.М. Нікітчук, к.т.н., доц.
О.В. Грек, аспір.

Житомирський державний технологічний університет

ВИКОРИСТАННЯ ГЕНЕРАТОРІВ ХОЛОДНОЇ ПЛАЗМИ У МЕДИЦИНІ

Обробка ран холодною плазмою є сучасним швидко розвиваючимся напрямком терапевтичної медицини. Описуються фізичні механізми утворення холодної плазми, принципи лікувальних впливів та конструкції двох найпоширеніших типів генераторів холодної плазми для медичного застосування. Дана робота спрямована на розкриття основних принципів побудови і використання генераторів холодної атмосферної плазми в медицині та перспектив їх подальшого удосконалення.

Мета даної роботи полягає в поліпшенні існуючих засобів отримання холодної атмосферної плазми для використання в медичних цілях. Наукова новизна роботи полягає в застосуванні нових принципів побудови лікувальних апаратів холодної атмосферної плазми, а саме суміщення газорозрядної камери, електродів складної форми і пристрою формування плазмового потоку в одному корпусі. Цим досягається суттєве зменшення розмірів приладу, а через зміну конструкції газорозрядної камери збільшується лікувальний ефект.

Запропонована конструкція генератора холодної атмосферної плазми типу «pin-to-hole», в якій є можливість керування параметрами плазми за допомогою електричного струму (модуляція коливань на первинній обмотці) та механічно (за допомогою обертового додаткового електрода). Також є можливість об'єднання кількох подібних генераторів у набір, що дозволить збільшити площу поверхні обробки плазмою.

Ключові слова: холодна атмосферна плазма; газовий розряд; плазмовий джет.

Вступ. Плазмова медицина є доволі новою галуззю і базується на біофізичних та біохімічних механізмах взаємодії холодної плазми та живої матерії. Завдяки можливості керувати фізичними та хімічними параметрами плазми, вона може мати широкий діапазон лікувальних властивостей. Велика кількість експериментів доводить, що холодна (нерівноважна) плазма володіє доволі цінними властивостями з великим потенціалом застосування в медицині – бактерицидною та противірусною дією, а також впливає на згортання крові, імунну систему, ракові клітини. Інтерес сучасної медицини до використання генераторів холодної атмосферної плазми пояснюється їх відносною простотою і високою ефективністю. Використання подібних генераторів в розвинутих країнах розпочалося близько десяти років тому і зараз набуває все ширшого розповсюдження. На жаль, в Україні ця галузь є доволі новою, а кількість відповідних лікувальних приладів обмежується кількома одиницями. Дана робота спрямована на розкриття основних принципів побудови і використання генераторів холодної атмосферної плазми в медицині та перспектив їх подальшого удосконалення.

Аналіз досліджень та публікацій. В організмі людини, оксид азоту (NO) виконує регуляторну біологічну функцію в серцево-судинній, дихальній, травній та нервовій системах, а також важливу роль в боротьбі з інфекціями в ранах. Основним джерелом екзогенного оксиду азоту є газовий розряд. Технологія плазмової терапії полягає в тому, що потік екзогенного оксиду азоту нормалізує мікроциркуляцію, активує антиоксидантний захист, має антибактеріальний ефект, що в значній мірі пригнічує процес розвитку інфекції і запалення, а також стимулює процеси регенерації тканин [1].

Холодна плазма вбиває бактерії краще, ніж антибіотики [1, 2]. Під час обробки ран холодною плазмою, створюється широкий спектр корисних речовин (NO, O₃, OH, O²⁻, H₂O₂, УФ-випромінювання), які руйнують хвороботворні мікроорганізми і токсичні речовини, що є продуктами їх життєдіяльності. В даний час клінічно доведено, що холодна плазма є ефективним засобом інактивації мікроорганізмів, тому її застосовують для дезінфекції ран і стерилізації медичних інструментів.

Переваги використання потоку холодної атмосферної плазми в медицині:

- здатність зупинити кровотечу, в тому числі великої площі, криволінійної поверхні рани або рани з ускладненим доступом до неї;
- яскраво виражена бактерицидна дія;
- низький рівень проникнення при впливі на біологічні тканини;
- відсутність термального ураження тканин;
- простота використання.

Серед застосувань холодної плазми в медичному полі особливо слід відзначити:

- загальну хірургію: післяопераційні рани (стимуляція загоєння, профілактика нагноювання), гнійні рани, абцеси, рани після опіків, фурункулез, різні форми рожевого запалення;

- онкологію: променеві язви, рани, що довго не заживають (в тому числі на фоні хіміотерапії), розходження післяопераційних швів, деструкція пухлин;
- травматологію та ортопедію: остеомієлітичні свищі, рани після секвестректомії, відкриті переломи;
- військово-польову хірургію: вогнепальні рани та переломи, мінно-вибухові ураження;
- гастроентерологію: виразки шлунку та дванадцятипалої кишки, свищі кишківника, кисти підшлункової залози, панкреатити;
- стоматологію: пародонтити, атфозний стоматит, виразковий стоматит після протезування зубів;
- дерматологію: виразки на фоні васкулітів та ангеопатії, екземи, дерматити.

Дуже великий огляд медичних застосувань холодної плазми наведений у роботі [3], бібліографія в якій (в основному це посилання на медичні статті про результати терапії холодною плазмою) нараховує понад 300 найменувань.

Основними споживачами терапевтичних приладів з використанням холодної плазми є клініки Західної Європи (насамперед Німеччини, Італії та Франції) і США.

Різноманітність областей використання холодної плазми у медицині зумовлює потребу в різних конструктивних рішеннях для генераторів холодної плазми. Немає і не може бути «універсального» генератора плазми, але є і завжди буде потреба у вузькоспеціалізованому плазмовому обладнанні [4].

На ринках України та Росії подібна продукція представлена мало внаслідок поганої обізнаності лікарів з цією технологією.

Середня ціна на плазмовий апарат стартує від €3000.

Основним методом отримання холодної плазми для використання в медичних цілях є газовий розряд. Метод реалізується за допомогою потоку гелію, аргону або повітря (в даному випадку мається на увазі холодна атмосферна плазма) через діелектричну трубку, яка містить електроди, між якими створюється різниця потенціалів від 5 до 40 кіловольт. В кінці трубки міститься діафрагма з невеликим отвором, крізь яку проходить плазма, яка утворює тонку голку або плазмовий джет [4]. Цей плазмовий потік спрямовується на об'єкт. Такий метод отримання та використання холодної плазми в медичній галузі носить назву «pin-to-hole» [2]. Такі прилади використовуються для обробки невеликих ран та у стоматології. Обробка плазмою ведеться на невеликій області, але із збільшеною інтенсивністю. Генератори плазми подібного типу можуть бути об'єднані у набір [5], що дозволяє істотно збільшити область оброблення, але при цьому також пропорційно збільшується і енергія, необхідна для утворення холодної плазми у такій кількості.

Ще одним типом газового розряду, який широко використовується у медичній практиці є «dielectric barrier discharge», або поверхневий розряд на діелектрику [1, 2, 6, 7]. Цей тип розряду відзначається тим, що плазма утворюється на межі повітря-діелектрик тоді, коли до діелектрика підноситься об'єкт, який має емнісний електричний зв'язок з землею. По інший бік діелектрика розміщується металевий електрод, на який поступає висока напруга. Цей тип приладів потребує дещо більшої напруги для утворення плазми, ніж у випадку розряду типу «pin-to-hole», оскільки електрична енергія тут витрачається не тільки на іонізацію повітря, але і на поляризацію діелектрика. Сам діелектрик виконує роль захисту від ураження електричним струмом, тому прилади типу «dielectric barrier discharge» можуть працювати при меншій робочій частоті, що суттєво спрощує їх схемотехніку. Головною перевагою приладів такого типу є те, що обробка холодною плазмою ведеться на поверхні (стерилізація медичних інструментів, терапія опіків, шкірних доброякісних та злоякісних новоутворень – [6]). Прилади типу «dielectric barrier discharge» в цілому мають простішу конструкцію порівняно з приладами типу «pin-to-hole», але і менше можливостей керування параметрами холодної плазми.

На сьогоднішній день, на ринку плазмових медичних приладів доступні пристрої для плазмової обробки MicroPlaSterβ [6], HandPlaSter [7], Plazon [2], і інші. Вони працюють за принципами, описаними вище.

Фізичні принципи генерації плазми з використанням газового розряду. Найпростішим способом отримання плазми є газовий розряд [8]. Газовий розряд створюється парою електродів при підведенні до них високої напруги. Залежно від величини напруги і потужності розрізняють різні типи газових розрядів – іскровий, світіння, коронний, дуговий, та інші.

Для генерації холодної плазми розряд створюється з використанням імпульсу змінного струму. Холодною плазма називається тому, що під час іонізації плазми, створюються електрони, які набагато легші і набагато більш рухливі, ніж іони. Оскільки електрони мають низьку масу, вони не можуть «розігріти» молекули, а тому температура холодної плазми приблизно рівна кімнатній. Ця плазма дуже слабо іонізується (ступінь іонізації менше 1 %) і може бути отримана за допомогою відносно низької напруги джерела живлення (потужність до 100 Вт). Частинки плазми взаємодіють один з одним для найпростіших законів – за допомогою електростатичних сил Кулона. Ще одна особливість холодної плазми в тому, що вона не спричиняє термальний вплив на навколишнє середовище (в даному випадку на біологічні тканини).

Фізичний механізм утворення плазми в повітрі при атмосферному тиску ($p \approx 101$ кПа), наступний [8]. Нехай $n(e)de$ буде число електронів в 1 см^3 з енергією від e до $e+de$ (фізичний зміст $n(e)$ – це функція розподілу енергій електронів, або нормована щільність електронів). Позначимо $\sigma_i(e)de$ – ефективний перетин іонізації атомів в основному стані, а енергію електронів $e = \frac{m_e v^2}{2}$ (плазма слабо іонізується, релятивістськими ефектами можна знехтувати). Швидкість іонізації або число переходів, які створюють електрони в об'ємі 1 см^3 за 1 секунду

$$\left(\frac{dn_e}{dt}\right)_i = \int_0^\infty N_e v \sigma_i(e) n(e) de = v_i n_e, \quad (1)$$

де N_e – середнє число електронів в 1 см^3 , v_i – частота іонізації. Інтегрування по енергії у формулі (1) насправді починається не з нуля, а від потенціалу іонізації для кожного газу (див. Таблицю 4.3 в роботі [8]), але $\sigma_i = 0$, коли $e < I_i$.

Частота іонізації пропорційна щільності газу і розподілу енергетичного спектра електронів:

$$v_i = N_e \frac{\int_{I_i}^\infty \sigma_i(e) n(e) de}{\int_{I_i}^\infty n(e) de} = N_e \langle v \sigma_i \rangle, \quad (2)$$

де $\langle v \sigma_i \rangle$ – усереднення по спектру. Повний і докладний опис електронної взаємодії не тільки з атомами та іонами, але і з полем вимагає знання функції розподілу електронів, який у фізиці холодної слабо іонізованої плазми при атмосферному тиску визначається розподілом Максвелла:

$$\varphi(v) dv = N_e \cdot 4\pi \left(\frac{m_e}{2\pi kT}\right)^{\frac{3}{2}} \exp\left(-\frac{m_e v^2}{2kT}\right) v^2 dv, \quad (3)$$

де $k = 1,381 \cdot 10^{-23}$ Дж/К (стала Больцмана), $m_e = 9,109 \cdot 10^{-28}$ г – маса електрона і T – термодинамічна температура.

Знаючи функцію розподілу, в принципі, можливо обчислити будь-яку величину, яка відноситься до електронного газу. Через функцію розподілу Максвелла функція розподілу електронів за енергією визначається як:

$$n(e) = \frac{\varphi(v)}{m_e v}, \quad \varphi(v) = n(e) \sqrt{2m_e e}. \quad (4)$$

Можливість витоку електричного струму для формування дугового розряду забезпечує емісію електронів. Проте, для виходу електрона з твердого тіла (електрода) повинна витратитися енергія, мінімальне значення якої називається роботою виходу. Вона залежить від стану поверхні, її чистоти і шорсткості, а для окремих кристалів залежить від грані. Її значення визначене для кожного металу [8]. Коли температура катода низька, відбувається явище емісії електронів, щільність струму якої визначається рівнянням Фаулера-Нордгейма:

$$j = 6,2 \cdot 10^{-6} \cdot \frac{E^2 \sqrt{\frac{\varepsilon_F}{\phi}}}{\varepsilon_F + \phi} \cdot e^{-\frac{6,85 \cdot 10^7 \cdot \phi^{\frac{3}{2}} \cdot \xi}{E}}, \quad \left[\frac{\text{A}}{\text{cm}^2} \right], \quad (5)$$

де E – напруженість електричного поля, ε_F – енергія Фермі, ϕ – функція роботи виходу електрона, і ξ – поправочний коефіцієнт [8 с. 68]. При інтенсивності поля порядку $E \approx 10^6$ В/м значення розрядного струму в повітрі досягне 10...50 мА. Саме цей тип розряду спричиняє явище утворення холодної плазми. Таким чином, ступінь іонізації електронів, які іонізують газ насправді $n(e \geq I_i)$.

Однією з важливих проблем побудови генераторів холодної плазми для медичного застосування є складність контролю фізичних параметрів плазми. Від ступеню іонізації, тиску і температури плазми напряму залежить ефективність її використання. Фізичні параметри плазми насамперед визначаються видом газу, а також силою і частотою розрядного струму. Ситуація сильно ускладнюється тим, що напруги генерації плазми вимірюються кіловольтами, що сильно обмежує кількість способів її вимірювання і контролю. На сьогоднішній день використовуються методи аналізу форми розрядного струму [9] і методи оптичної спектроскопії, зокрема, дослідження рамановських спектрів [10].

Принципи побудови генераторів холодної плазми для медичного застосування. Як вже згадувалося вище, генератори холодної плазми для медичного застосування виконуються за двома основними принципами: ті, які використовують розряд типу «pin-to-hole», та ті, які використовують розряд типу «dielectric barrier discharge».

У генераторах холодної плазми, які працюють на типі розряду «pin-to-hole», імпульси високої напруги подається на електроди, захищені діелектричним циліндричним корпусом. Один з електродів являє собою кільце, а другий виконаний у вигляді зонда уздовж центральної поздовжньої осі циліндра. В циліндр закачують під низьким тиском інертний газ або повітря. Газ іонізується коли проходить між електродами і отримана плазма виходить назовні під тиском [2, 6].

Одним з варіантів поліпшення дизайну є поєднання вузла збільшення напруги і електродів в одній конструкції (рис. 1). Така конструкція, по суті, є імпульсним трансформатором з феритовим осердям у формі трубки, через яке надходить потік повітря. Використання повітря в якості носія плазми призводить до збільшення доступності приладу при добрих клінічних результатах роботи [1, 6, 7].

Система буде працювати з максимальною ефективністю за умови, що обмотки трансформатора будуть утворювати резонансний контур.

На рисунку 1 цифрами показані:

1. повітряний потік;
2. гнучка діелектрична трубка для подачі повітря;
3. загальний діелектричний корпус;
4. феритове осердя у вигляді трубки;
5. первинна обмотка;
6. електричний контакт з первинною обмоткою;
7. ізоляція між первинною і вторинною обмотками;
8. вторинна обмотка;
9. контакт між електродом і вторинною обмоткою;
10. стержньовий електрод;
11. кріплення для стержньового електрода;
12. кільцевий електрод;
13. електричний контакт з кільцевим електродом;
14. місце утворення газового розряду;
15. діелектрична діафрагма для регулювання форми плазмового струменя.

Головна перевага цієї конструкції над іншими полягає у тому, що він використовує високу напругу безпосередньо на тому ж самому місці, де вона утворюється. Інші виробники генераторів холодної плазми в своїх виробках розміщують високовольтні дроти окремо – через них висока напруга подається до місця розряду.

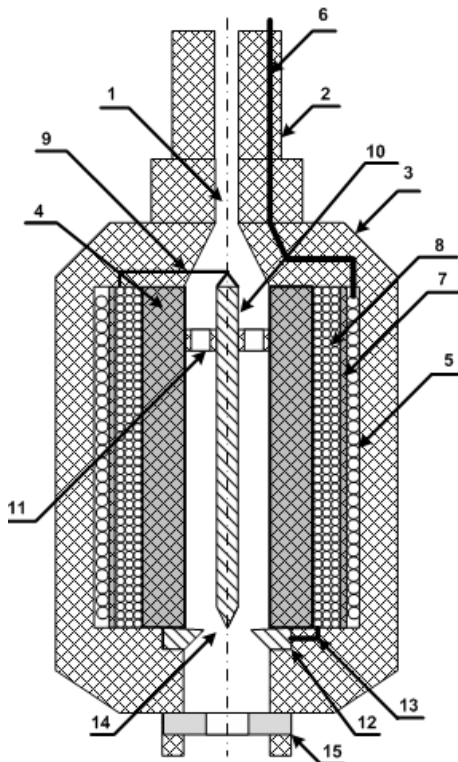


Рис. 1. Удосконалена конструкція генератора холодної плазми для використання в медичних цілях, який працює на типі розряду «pin-to-hole».

Розроблена конструкція допускає об'єднання подібних приладів у набір, подібно до того, як це робиться у [5] з метою збільшення площі оброблення. Споживана потужність при цьому збільшується пропорційно до кількості джерел плазми у наборі.

У відомих конструкціях кільцевий електрод (позн. 12 на рис. 1) виконаний у вигляді шайби що містить всередині виступи, кількість яких становить 6 або 8 (рис. 2). Ще одне вдосконалення генератора холодної плазми може бути виконане за рахунок збільшення місць формування газового розряду, який є джерелом плазми. В ідеалі зона випуску газу повинна мати форму кільця, яке займає весь простір між електродами. Варіантом удосконалення цієї конструкції може бути введення додаткового другого кільцевого електрода на діелектричному кільці з можливістю обертання. Таким чином, обертаючи другий додатковий електрод, можливо збільшувати або зменшувати площу області утворення плазми, і, відповідно, можливо збільшувати або зменшувати кількість плазми (іонів), яка піде на обробку поверхні (рани).

В розробленій конструкції генератора холодної атмосферної плазми для біомедичного застосування є можливість керування параметрами плазми шляхом подачі на первинну обмотку модульованого електричного коливання. Окрім цього, в конструкцію можна внести додаткові електромагніти для виштовхування магнітним полем плазми назовні і формування плазмового джета. Такі електромагніти можуть бути використані у поєднанні з діелектричною діафрагмою (поз. 15 на рис. 1) або замість неї. Подаючи на електромагніти модульовані коливання, можливо робити пульсуючий плазмовий джет.

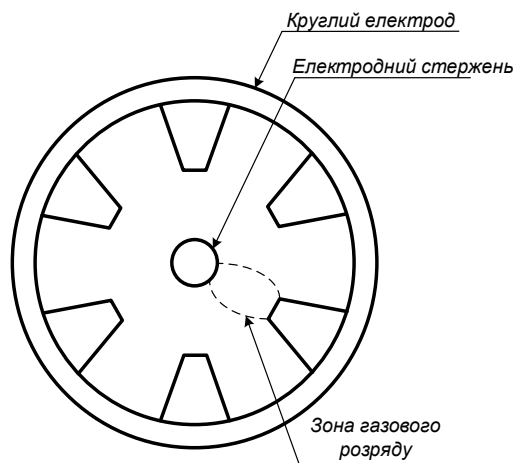


Рис. 2. Конструкція розрядних електродів генератора холодної плазми для медичного застосування, що працює на типі розряду «pin-to-hole».

Генератори холодної плазми типу «dielectric barrier discharge» мають значно простішу конструкцію, яка, проте, не дає можливостей керувати параметрами холодної плазми. Окрім того, генератори цього типу не дають потоків плазми і використовувати плазму не з атмосферного повітря (аргон або гелій, наприклад) в генераторах цього типу в клінічних умовах майже неможливо. Цей тип генераторів з'явився раніше, ніж генератори типу «pin-to-hole», і на сьогоднішній день їх конструкція доведена практично до досконалості. Схематично конструкція генераторів холодної плазми, що працюють на розряді типу «dielectric barrier discharge», показана на рис. 3.

На рисунку 3 цифрами показані:

1. генератор напруги високої частоти;
2. підвищуючий трансформатор;
3. захисний діелектричний кожух;
4. плоский металевий електрод;
5. діелектрик, на якому утворюється поверхневий газовий розряд;
6. область газового розряду;
7. об'єкт, який обробляється холодною плазмою.

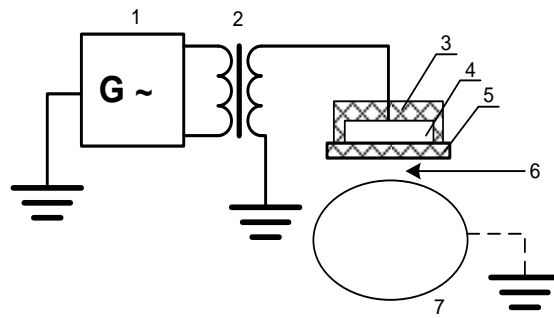


Рис. 3. Конструкція генератора холодної плазми для використання в медичних цілях, який працює на типі розряду «dielectric barrier discharge».

Генератори холодної плазми подібного типу мають єдину незаперечну перевагу над генераторами, які працюють на типі газового розряду «pin-to-hole», а саме: плазма в них утворюється лише тоді, коли об'єкт, що підлягає обробці плазмою (позн. 7 на рис. 3), знаходиться на відстані 1–2 мм від діелектрику, на якому формується поверхневий газовий розряд (поз. 5 на рис. 3). Це означає, що енергія, споживана приладом, витрачається на іонізацію повітря лише тоді, коли протікає струм у розрядному ланцюгу, тобто лише тоді, коли він замкнений. В протилежному випадку підвищуючий трансформатор (поз. 2 на рис. 3) працює в режимі холостого ходу, і мала частка потужності розсіюється на його первинній обмотці. Під час роботи генератора цього типу утворюється «статична» холодна плазма, проте конструкція генератора в принципі дозволяє вводити частотну модуляцію поверхневого розряду. Окремо слід відзначити, що при використанні генератора плазми типу «dielectric barrier discharge» оброблюваний об'єкт є частиною розрядного ланцюга і через нього протікає розрядний струм, величина якого є малою, оскільки обмежується потужністю генератора плазми та високим опором захисного діелектрика. Проте у випадку застосування генератора *in vivo* частота розрядного струму не повинна бути нижчою 500 кГц, оскільки на такій частоті глибина проникнення електричного поля в живу тканину не перевищує пари міліметрів (скін-ефект).

Генератори холодної плазми, що працюють на типі газового розряду «dielectric barrier discharge» ідеально підходять для різноманітних досліджень стійкості мікробіологічних культур щодо впливу холодної плазми [2] і там, де є потреба в обробці холодною плазмою великих площ (насамперед це дерматологія [6], терапія післяопікових травм [2, 4] та онкологія [7]).

Напрямки удосконалення генераторів холодної плазми подібного типу на сьогоднішній день практично вичерпані внаслідок крайньої простоти їх конструкції.

Висновки. В роботі наведені сучасні принципи побудови та застосування в медицині холодної атмосферної плазми, розкриті особливості конструкції та шляхи її подальшого вдосконалення. Запропонована конструкція генератора холодної атмосферної плазми типу «pin-to-hole», в якій є можливість керування параметрами плазми за допомогою електричного струму (модуляція коливальних на первинній обмотці) та механічно (за допомогою обертального додаткового електрода. Також є можливість об'єднання кількох подібних генераторів у набір, що дозволить збільшити площу поверхні обробки плазмою.

Список використаної літератури:

1. Laroussi M. Low-temperature plasma in medicine / M.Laroussi // IEEE Transactions of Plasma Sciences. – 2009. – Vol. 37. – No. 6. – Pp. 714–725.
2. Applied plasma medicine / G.Fridman, G.Friedman, A.Gutsol and others // Plasma Processes and Polymers. – 2008. – № 5. – pp. 503–533.
3. Han J. Review of major directions in non-equilibrium atmospheric plasma treatments in medical, biological, and bioengineering applications / J.Han // Plasma Medicine. – 2013. – № 3 (3). – pp. 173–242.
4. Cold atmospheric plasma devices for medical issues / G.Isbary, T.Shimizu, Y.-F. Li and others // Expert Rev. Med. Devices. – 2013. – № 10 (3), pp. 367–377.
5. Multijet atmospheric plasma device for biomedical application / V.Zablotskii, O.Churpita, Z.Hubička and others // Plasma medicine. – 2011. – № 2. – pp. 135–141.
6. Plasma medicine: possible applications in dermatology / J.Heinlin, G.Morfill, M.Landthaler and others // Journal of the German Society of Dermatology (JDDG). – 2010. – № 8.
7. Cold atmospheric plasma in cancer therapy / M.Keidar, A.Shashurin, O.Volotskova and others // Physics of Plasmas. – 2013. – № 20. – Pp. 67–78.
8. Raizer Yu.P. Gas Discharge Physics. – Berlin; New York : Springer, 1997. – 496 p.

9. Cytogenetic and immunological effects on human blood cultures resulting from cold pulsed atmospheric pressure plasma jet exposure / M.M. Ahmed, G.M. El-Aragi, A.Elhadry Abdel Monsef, S.A. Montaser // *Plasma medicine*. – 2012. – № 2 (4), pp. 191–205.
10. Evaluation of dielectric barrier discharge sterilization of Escherichia coli with a swept-wavelength resonance-Raman device / N.Kunapareddy, D.Dobrynin, G.Friedman and others // *Plasma medicine*. – 2011. – № 1 (3–4). – pp. 231–240.

References:

1. Laroussi, M. (2009), «Low-temperature plasma in medicine», *IEEE Transactions of Plasma Sciences*, vol. 37, No. 6, pp. 71–725, available at: DOI: 10.1109/TPS.2009.2017267
2. Fridman, G., Friedman, G., Gutsol, A., Shekhter, A., Vasilets, V. and Fridman, A. (2008), «Applied plasma medicine», *Plasma Processes and Polymers*, No. 5, pp. 503–533, available at: DOI: 10.1002/ppap.200700154
3. Han, J. (2013), «Review of major directions in non-equilibrium atmospheric plasma treatments in medical, biological, and bioengineering applications», *Plasma Medicine*, No. 3 (3), pp. 173–242.
4. Isbary, G., Shimizu, T., Li, Y.-F., Stolz, W., Thomas, H.M., Morfill, G.E. and Zimmermann, J.L. (2013), «Cold atmospheric plasma devices for medical issues», *Expert Rev. Med. Devices*, No. 10 (3), pp. 367–377.
5. Zablotskii, V., Churpita, O., Hubička, Z., Jastabřík, L. and Dejneka, A. (2011), «Multijet atmospheric plasma device for biomedical application», *Plasma medicine*, No. 2, pp. 135–141.
6. Heinlin, J., Morfill, G., Landthaler, M., Stolz, W., Isbary, G., Zimmermann, J.L., Shimizu, T. and Karrer, S. (2010), «Plasma medicine: possible applications in dermatology», *Journal of the German Society of Dermatology (JDDG)*, No. 8, available at: Doi: 10.1111/j.1610-0387.2010.07495.x
7. Keidar, M., Shashurin, A., Volotskova, O., Stepp, M.A., Srinivasan, P., Sandler, A. and Trink, B. (2013), «Cold atmospheric plasma in cancer therapy», *Physics of Plasmas*, No. 20, pp. 67–78.
8. Raizer, Yu.P. (1997), *Gas Discharge Physics*, Springer, Berlin, New York, 496 p.
9. Ahmed, M.M., El-Aragi, G.M., Elhadry Abdel Monsef, A. and Montaser, S.A. (2012), «Cytogenetic and immunological effects on human blood cultures resulting from cold pulsed atmospheric pressure plasma jet exposure», *Plasma medicine*, No. 2 (4), pp. 191–205.
10. Kunapareddy, N., Dobrynin, D., Friedman, G., Fridman, A., Fridman, G. and Grun, J. (2011), «Evaluation of dielectric barrier discharge sterilization of Escherichia coli with a swept-wavelength resonance-Raman device», *Plasma medicine*, No. 1 (3–4), pp. 231–240.

КОЛОМІЄЦЬ Роман Олександрович – кандидат технічних наук, старший викладач кафедри радіотехніки, радіоелектронних апаратів та телекомунікацій Житомирського державного технологічного університету.

Наукові інтереси:

- застосування методу кірліанографії в медицині та інших галузях;
- фізика і техніка високих напруг;
- фізика живого.

E-mail: r.o.kolomiiets@gmail.com, krt_kro@ztu.edu.ua.

НІКІТЧУК Тетяна Миколаївна – кандидат технічних наук, доцент кафедри радіотехніки, радіоелектронних апаратів та телекомунікацій Житомирського державного технологічного університету

Наукові інтереси:

- біофізика серцево-судинної системи;
- моделювання та методи обробки пульсових хвиль;
- застосування холодної плазми у медицині.

E-mail: tnikitchuk@mail.ru.

ГРЕК Олександра Вікторівна – аспірант кафедри радіотехніки, радіоелектронних апаратів та телекомунікацій Житомирського державного технологічного університету.

Наукові інтереси:

- холодна плазма;
- іонізація повітря.

E-mail: sashagrek@ukr.net.

Стаття надійшла до редакції 15.02.2017.