

Погарченко А.В.¹ уч.; Кагляк О.Д.² к.т.н.,доц.; Гончарук О.О.² к.т.н.

¹ЗОШ м. Києва №6

²Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут», м. Київ, e-mail: Kaglyak_o@meta.ua

КОАГУЛЯЦІЯ ТА ГІПЕРТЕРМІЯ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН ЛАЗЕРНИМ ВИПРОМІНЮВАННЯМ

Як у мирний, так й у військовий час частими є травми органів черевної порожнини (зокрема, печінки) та сечової системи (зокрема, нирок), які просякнуті кров'ю, що викликаються дією ударної хвилі, внаслідок падіння, вогнепального чи ножового поранення, катастроф на транспорті та можуть призводити до значних крововиливів й ушкоджень вищезгаданих органів [1,2].

Таким чином, важливим є питання можливості зупинки кровотечі або видалення пошкодженої частини біологічної тканини за допомогою лазерного випромінювання, тобто здійснити процес коагуляції або випаровування на органах, просякнутих кров'ю. У даній роботі експериментально досліджуються процеси коагуляції та випаровування на органах, просякнутих кров'ю, а саме печінці й нирці, що є зразками сполучної тканини і серці, що являє собою зразок м'язової тканини, а також встановлюються раціональні режими опромінення для здійснення процесів коагуляції та випаровування в цих органах. Було вирішено використовувати твердотільний Nd:YAG лазер як такий, що може використовуватися для здійснення як випаровування, так і коагуляції в біологічних тканинах.

Об'єктом дослідження є високоенергетичні медичні технології, що ґрунтуються на взаємодії лазерного випромінювання із біологічною тканиною.

Предметом дослідження є механізми фізичних процесів, що відбуваються за вибраними умовами.

Методика проведення експерименту: зразки біологічних тканин розміщувались на предметному столику. Опромінення здійснювалося лазерним пучком діаметром 1 мм, що фокусувався на поверхню зразка і спрямовувався перпендикулярно до його поверхні. В якості зразків використовувалися фрагменти нирок (зразки №№1-2), печінки (зразки №№3-4) та серця (зразки №№5-6) свині товщиною приблизно 20 мм. Потужність регулювалася величиною поданого струму і становила для всіх зразків 100; 150 та 200 Вт. Зразки №№1, 3, 5 опромінювалися впродовж 10 с; зразки №2, 4, 6 – впродовж 5 с.

За отриманими в експериментах даними були побудовані графіки залежності лінійних розмірів зон випаровування, некрозу та коагуляції від потужності

лазерного випромінювання (рис.1). Видно(рис. 1, а,б), що радіус зони випаровування зі збільшенням потужності випромінювання зростає для зразків всіх органів як при часі впливу $\tau = 5$ с, так і $\tau = 10$ с. Проте зростання відбувається з різним темпом, що, ймовірно, пов'язано з різною структурою тканин досліджуваних органів та ступенем їхньої просякнутості кров'ю.

Водночас товщина зони некрозу за час опромінювання $\tau = 10$ с поступово зростає зі збільшенням потужності випромінювання як для тканин печінки, так і для тканин нирки. При цьому товщина зони некрозу для тканин печінки виявилась значно більшою за відповідні параметри для нирки, що може бути пов'язаним з більшою щільністю тканин печінки. За час опромінювання $\tau = 5$ с товщина зони некрозу для тканин нирки спочатку зростають, а за потужності $P > 150$ Вт – залишаються незмінними; товщина зони некрозу для тканин печінки – навпаки: за потужності $P < 150$ Вт залишається незмінною, а зі збільшенням потужності починає різко зростати. При експериментах на зразках тканини серця встановлено, що зона некрозу не є яскраво вираженою (рис. 2), а тому побудувати відповідний графік для тканин серця не є можливим. Графіки залежності товщини зони некрозу від потужності випромінювання для досліджуваних органів значно відрізняються. Для тканини печінки за час опромінювання $\tau = 10$ с відбувається плавний спад за потужності $P < 150$ Вт, а за потужності $P > 150$ Вт – суттєве зростання; для нирки за потужності $P < 150$ Вт графік плавно спадає, а для більшої потужності значення товщини зони некрозу залишається незмінним; для серця – за час опромінювання $\tau = 10$ с графік зростає за потужності $P < 150$ Вт і спадає при $P > 150$ Вт, а за час опромінювання $\tau = 5$ с – плавно спадає за $P < 150$ Вт і залишається незмінним за більших значень потужності.

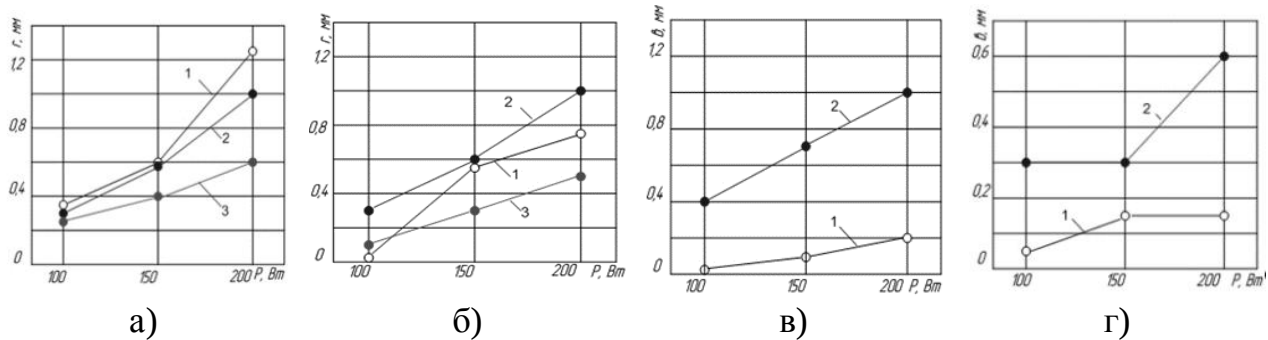


Рис. 1. Результати експериментів: 1 – тканини нирки; 2 – тканини печінки; 3 – тканини серця. а), б) - лунка, $\tau = 10$ с, 5с.; в), г) - некроз $\tau = 10$ с, 5с

Таким чином, в залежності від потрібної задачі можна підібрати раціональні режими опромінювання. Так, для видалення пошкодженого фрагмента тканини доцільно використовувати режим з найбільшим значенням радіусу зони випаровування; для зупинки кровотечі – з найбільшим значенням товщини зони коагуляції. При цьому товщина зони некрозу повинна бути якомога меншою. За необхідності здійснити випаровування раціональними режимами (рис. 3) є: для

тканин нирки: $\tau = 5$ с, $P = 200$ Вт ($r = 0.75$ мм); для тканин печінки: $\tau = 5$ с, $P = 200$ Вт ($r = 1.0$ мм); для тканин серця: $\tau = 10$ с, $P = 200$ Вт ($r = 0.6$ мм).

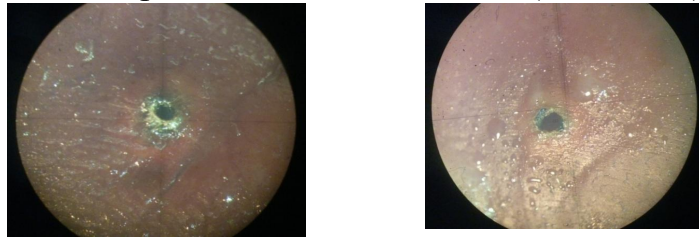


Рис. 2. Зразки тканин серця (№№ 5-6) після опромінення

За необхідності здійснити коагуляцію раціональними режимами (рис. 4) є: для тканин нирки: $\tau = 5$ с, $P = 100$ Вт ($b = 1.1$ мм); для тканин печінки: $\tau = 10$ с, $P = 100$ Вт ($b = 0.7$ мм); для тканин серця: $\tau = 10$ с, $P = 100$ Вт ($b = 1.0$ мм).

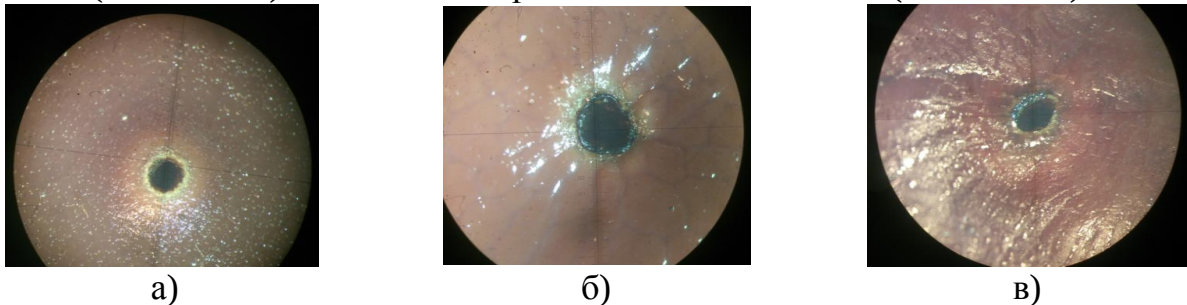


Рис. 3. Раціональні режими опромінення для здійснення випаровування на тканинах нирки (а), печінки (б) і серця (в)

Таким чином бачимо, що лінійні розміри зон випаровування, некрозу та коагуляції на опромінених зразках мають різні значення, залежно від досліджуваного органу, проте графіки їх зміни за більшості досліджень мають схожу поведінку при зміні потужності випромінювання та часу впливу. Значення радіусу зони випаровування та товщин зон некрозу на коагуляції залежать від довжини хвилі лазерного випромінювання, що використовується, структури досліджуваної біологічної тканини, значення коефіцієнта поглинання в ній, потужності лазерного випромінювання та часу впливу на тканину.

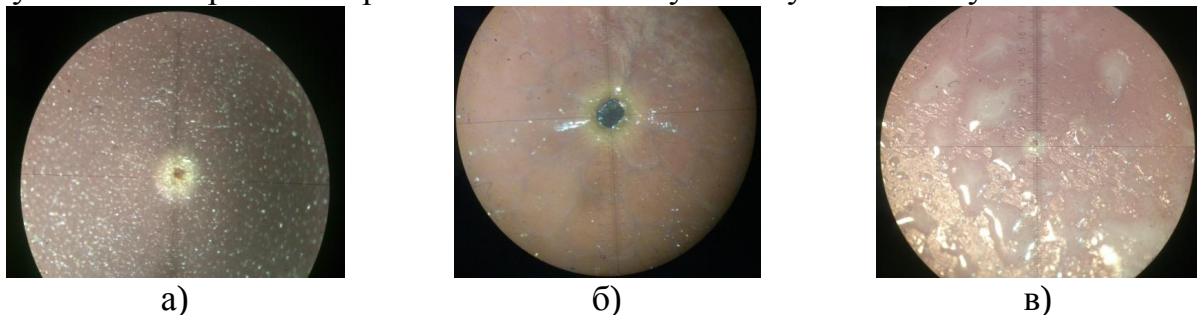


Рис. 4. Раціональні режими опромінення для здійснення коагуляції на тканинах нирки (а), печінки (б) і серця (в)

Також потрібно зазначити, що встановлені тут раціональні режими опромінення біологічних тканин дійсні тільки для лазерного випромінювання

використаного в дослідженні Nd:YAG лазера ($\lambda = 1.06$ мкм) та біологічних тканин конкретного походження (фрагменти нирок, печінки та серця свині). При використанні інших типів лазерів й інших видів біологічних тканин значення лінійних розмірів зон випаровування, некрозу та коагуляції, а також раціональні режими опромінення, імовірно, будуть іншими.

На підставі проведених експериментальних досліджень встановлено, що лінійні розміри зон випаровування, некрозу та коагуляції на опромінених зразках біологічних тканин нирок, печінки та серця мають різні значення, проте графіки їхньої зміни за більшості досліджень мають схожу поведінку за зміни потужності випромінювання та часу впливу.

Встановлено, що для видалення пошкодженого фрагмента тканини доцільно використовувати режим з найбільшим значенням радіусу зони випаровування; для зупинки кровотечі-з найбільшим значенням товщини зони коагуляції. Запропоновані раціональні режими для здійснення коагуляції та випаровування для кожного типу з досліджуваних біологічних тканин.

Список використаних джерел:

1. Лазерна гіпертермія біологічних середовищ [Текст] / Косташ С.М., Шатило О.В. // Лазерні технології та комп'ютерне моделювання. К.: Вістка, 2009, с. 242-255.
2. Застосування лазерного випромінювання для безопераційної гіпертермії біотканин всередині організмів [Текст] / Коваленко В.С., Головка Л.Ф. та ін. // Наукові вісті, №1, 1999, с. 121-126.