

## ВИЗНАЧЕННЯ ОПТИМАЛЬНИХ ПАРАМЕТРІВ КОНВЕКЦІЙНО-ІНФРАЧЕРВОНОГО ПОТОКУ ДЛЯ САНАЦІЇ ІНФІКОВАНИХ РАН

<sup>1</sup>Худецький І.Ю., <sup>1</sup>Кривцун І.В., <sup>2</sup>Фурманов Ю.О.,  
<sup>3</sup>Сухін І.А., <sup>4</sup>Даниленко Ю.І.

<sup>1</sup>Інститут електрозварювання ім. Є.О.Патона НАН України

<sup>2</sup>Національний інститут хірургії та трансплантології  
ім.О.О.Шалімова

<sup>3</sup>Вузлова лікарня №1 ст. Дарниця

<sup>4</sup>Головний військово-медичний клінічний орден Червоної Зірки  
центр “Головний військовий клінічний госпіталь”

**Резюме.** В статті представлені результати експериментальних досліджень фахівців Інституту електрозварювання ім. Є.О.Патона НАН України та Національного інституту хірургії і трансплантології ім. О.О.Шалімова АМН України в області створення безконтактного конвекційно-інфрачервоного коагулятора ТПБ-180. Встановлено, що використання ТПБ-180 дає кращі результати по гемостазу, хірургічному лікуванню інфікованих і хронічних гнійних ран у порівнянні з термохірургічною апаратурою інших фізичних впливів на живі тканини. При цьому істотно скорочується час проведення операцій, прискорюється загоєння ран, попереджається розвиток інфекційних процесів, зменшується потреба у використанні антибіотиків.

**Ключові слова:** безконтактна термохірургія, конвекційно-інфрачервоний потік, коагуляція, інфікована рана, гемостаз.

**Вступ.** Основними етапами будь-якої хірургічної операції є розділення тканин, здійснення гемостазу, боротьба з інфекцією в рані. Здійснення маніпуляцій багато в чому залежить від можливостей хірургічної технології, якості інструментів, що використовуються і максимально дбайливого ставлення до тканин [1, 2]. Разом з тим, хірургічна обробка інфікованих і хронічних гнійних ран, а також гемостаз в процесі оперативного втручання зали-

шаються актуальною проблемою сучасної охорони здоров'я. З цією метою в практичній хірургії все частіше використовується впливи різних фізичних факторів на живі тканини заснованих на температурному ефекті під спільною термохірургічні технології.

Історія термохірургічних технологій або як їх називали в середні віки *pyrotechnia* налічує тисячоліття. Так, письмові рекомендації щодо їх застосування давав *Hippocratis Coi* в IV віці до н.е., *Celsus* в I віці н.е. Принципи *pyrotechnia* в хірургії достатньо повно і систематизовано були описані *N. Bidloo* (1710 г.) і *М.І. Піроговим* (1847 г.). Цими авторами були описані хірургічні маніпуляції з використанням розпечених спеціалізованих хірургічних інструментів, власне полум'я, порохових газів, розплавленого воску, парів киплячої води, відварів і т.п. [3, 4, 5].

Сучасний рівень розвитку технологій має на увазі під собою розвиток міждисциплінарного підходу у вирішенні конкретних завдань. У цьому сенсі поширення на галузь медицини технічних досягнень можна вважати закономірним процесом. В даний час термохірургіческие технології та протоколи їх застосування використовують практично весь перелік досягнень науки і технологічні можливості по їх реалізації. На ринку термохірургіческой апаратури представлені лазерні скальпелі та вапоризатора, ультразвукові деструктори, високочастотні монополярніе і біполярні електрокоагулятори, в т.ч. з функцією автоматичного зварювання живих м'яких тканин, електрохірургічні радіочастотні пристрої, плазмові хірургічні апарати (аргоновіе, NO, холодної плазмі та ін.), що використовують струмінь гарячого повітря, пристрої термоабляції [1, 2, 3, 4]. Незважаючи на велику кількість апаратів, пропонованих промисловістю, досі не існує аргументованого подання щодо їх оптимального використання. Перш за все, цьому перешкоджає відсутність систематизованого, комплексного підходу до вивчення особливостей впливу різних видів енергії на біологічні тканини з урахуванням морфологічних змін, які відбуваються в зоні впливу і впливу їх на репаративні процеси. Загальна висока вартість апаратів робить їх малодоступними для вітчизняних клінік. Одним з найменш витратних методів коагуляції є використання конвекційного способу пере-

несення тепла, коли в якості теплоносія використовується повітря [1].

Співробітниками Інституту електрозварювання ім. Є.О.Патона НАН України та Національного інституту хірургії і трансплантології ім. О.О.Шалімова АМН України розроблена лінійка безконтактної термохірургічної апаратури для зупинки кровотечі в рані, безкровного розсічення і зварювання живих м'яких тканин, санації інфікованих і хронічних гнійних ран. В основі обладнання для безконтактних термохірургічних технологій лежить бактерицидний і коагуляційний ефект комбінованого високотемпературного конвекційно-інфрачервоного потоку.

**Метою** дослідження було визначення оптимальних параметрів конвекційно-інфрачервоного потоку для санації інфікованих ран.

**Матеріали і методи.** У процесі дослідження проводилися гострі та хронічні експерименти на лабораторних тваринах. У дослідженнях використовувалися апарат ТПБ-180. Це так звана "бюджетна" версія ТПБ-180<sup>UPS</sup>. Апарат максимально спрощений, використані конструкторські рішення передбачають можливість використання відносно дешевих вузлів та деталей. Разом з тим апарат ТПБ-180 має вихідну потужність 180Вт на частоті 50Гц при напрузі 36В. Конвекційно-інфрачервоний інструмент (КІ-інструмент) з вбудованим в руків'я равликовим компресором дозволяє створювати конвекційно-інфрачервоний потік з витратою повітря 5–20л/хв, температурою 50–800°C. Модифіковане програмне забезпечення мікропроцесорного контролера блоку живлення та управління дозволяє задавати необхідний рівень температури, автоматично підтримувати її та показувати на індикаторі фактичне значення в реальному часі.

Дослідження проводилися у вигляді стерильних хірургічних операцій і маніпуляцій на 2-х видах лабораторних тварин – білих щурах і кроликах. Всі операції проводилися під наркозом, а маніпуляції з обов'язковим застосуванням місцевих анестетиків. Виведення тварин з експерименту проводилося передозуванням наркотичних препаратів.

Було створено три адекватні моделі гнійної рани в залежності від терміну перебування в ній інфекції. Перша модель – рана, інфікована безпосередньо після її виникнення. Друга – рана, в якій інфекційне початок перебуває протягом одних-двох діб. І, нарешті, третя модель – рана зі сформованим гнійним вмістом, в якій інфекційний процес розвивався 7–10 діб.

В якості матеріалу, що інфікував, застосовувалася суміш культур мікроорганізмів, що складалась з кишкової палички (*Escherichia coli*), пневмонійної клебсіели (*Klebsiella pneumoniae*), синьо-гнійної палички (*Pseudomonas aeruginosa*), золотистого стафілококу (*Staphylococcus aureus*), фекального ентерококу (*Enterococcus faecalis*) в концентрації 0,5 одиниць за Mc Farland для поверхневих і 0,1 одиниць за Mc Farland для підфасціальних ран; мікроскопічний грибок *Candida albicans* – (0,4 одиниць за Mc Farland для поверхневих і 0,2 одиниць за Mc Farland для підфасціальних ран). 0,5 одиниць відповідає концентрації  $1,5 \times 10^8$  мікробних тіл у мілілітрі. Такий набір інфекцій дозволяє в повному обсязі прогнозувати результати обробки контамінованих ран в тому числі отриманих на полі бою.

У ході операцій вибір параметрів конвекційно-інфрачервоного потоку і часу обробки ран вибиралися відповідно до плану експерименту, що дозволило розрахувати найбільш оптимальні його параметри для досягнення антисептичного ефекту.

**Результати дослідження та обговорення.** На першому етапі було проведено пошук оптимальних параметрів конвекційно-інфрачервоного потоку для ефективної санації інфікованих і хронічних гнійних ран. Пошук проводився методом послідовних наближень за критерієм наявності (відсутності) проростання культур патогенних мікроорганізмів у посівах з рани після обробки (рис.1).

Дані бактеріологічних досліджень, які були отримані після обробки підфасціальних гнійних ран наведені в таблиці 1. У цій серії потік становив 10 л/хв або 50% від максимальної потужності компресора, співвідношенні конвекційної і радіаційної складової 5:5, відстань від сопла БТХІ до рани коливалася в межах 1,0–1,5 см.

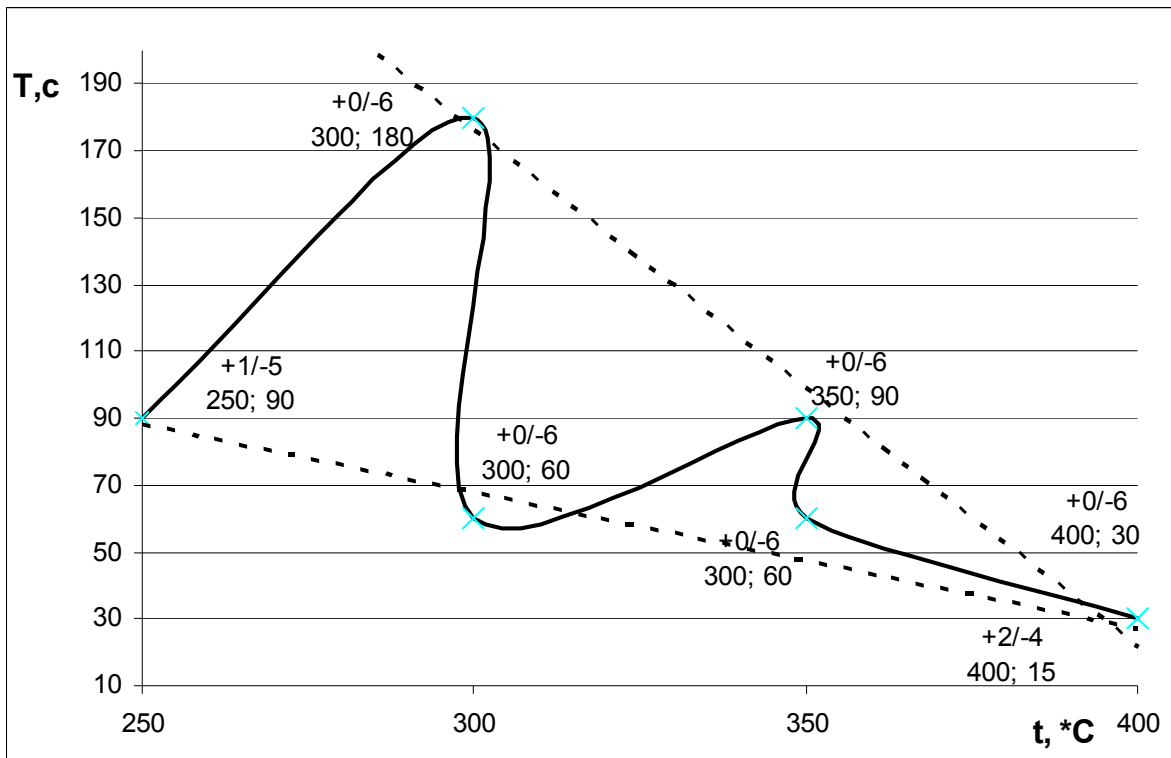


Рис. 1. Параметри конвекційно-інфрачервоного потоку і ефективність санації інфікованих і хронічних гнійних ран

Таблиця 1

**Результати бактеріологічного контролю конвекційно-радіаційної термічної обробки підфасціальних гнійних ран у кроликів**

№	Температура потоку повітря на зрізі сопла, °C	Температура повітря у рані, °C	Час обробки рани, с	Бактеріологічний контроль
1	300	110	180	Росту немає
2	350	125	90	Росту немає
3	350	125	60	Росту немає
4	300	95	90	Ent. faecalis менше $5 \times 10^3$
5	400	140	30	Росту немає
6	300	110	60	Росту немає
7	400	140	90	Росту немає
8	300	110	90	Ent. faecalis $10^4$ , E. coli $10^5$
9	200	80	180	Росту немає
10	450	140	30	Ent. faecalis $<10^3$ E. coli $<10^3$

В подальшому проводилось спостереження за раною після конвекційно-радіаційної термічної обробки. Процес загоєння ран для першої та другої моделі інфікування не відрізнявся від контролю. Для третьої моделі (підфасціальні гнійні рани) у кроликів протягом перших 7–10 діб після операції місце конвекційно-радіаційної термічної обробки було вкрите коагуляційним струпом з зоною помірного коагуляційного запалення. З 14-ої по 21-у добу поряд із зменшенням площі запалених ділянок відзначалося відходження країв струпа по периферії від країв рани. З 21-ої по 30-у добу відбувалася подальша фрагментація і відділення термічного струпа з одночасним заміщенням ушкоджених тканин повноцінним рубцем. У більш пізні терміни спостережень зона термічного впливу на тканини була представлена ділянкою шкірної пігментації дещо меншою площею, ніж початкова рана.

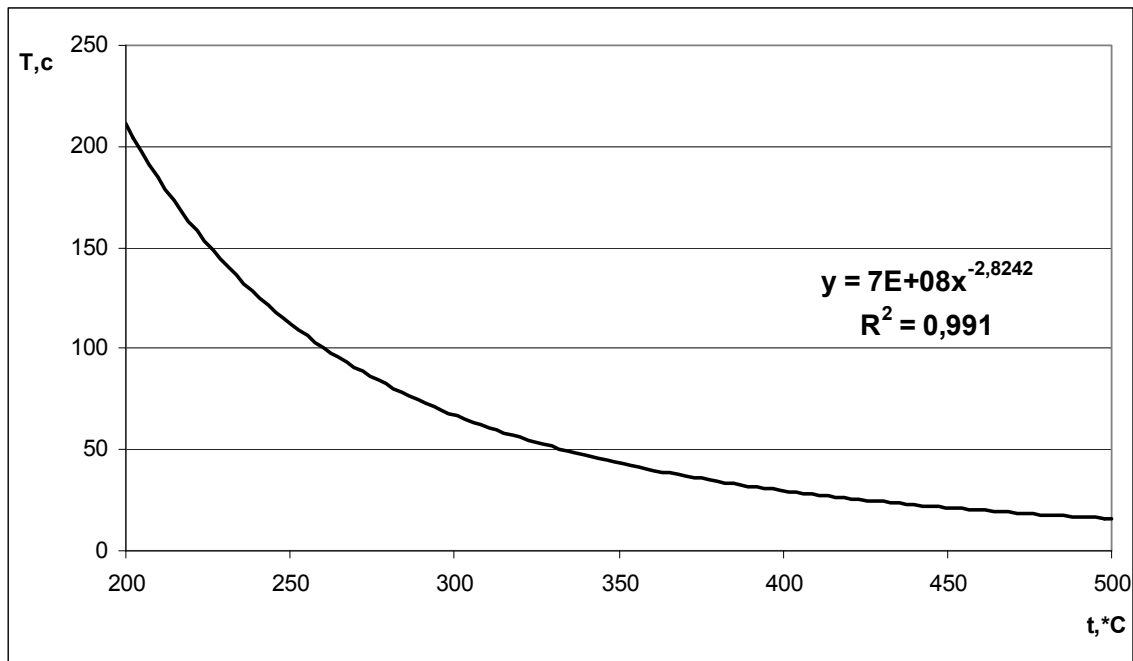
Контрольні бактеріальні посіви, взяті на 3-у і 5-у добу після конвекційно-радіаційної термічної обробки росту патогенної мікрофлори в зоні впливу не виявили.

На основі отриманих даних було розраховане оптимальне співвідношення температури повітря на зрізі сопла КІ-інструменту та часу обробки хронічної інфікованої рани для її стерилізації (рис. 2).

Як свідчать розрахунки, в діапазоні 200–500°C існує чітка залежність між температурою потоку повітря на зрізі сопла і часом обробки рани для досягнення ефекту її стерилізації. Зниження температури на зрізі сопла нижче 200°C недоцільне через суттєве збільшення часу обробки рани, а скорочення часу обробки рани нижче 20 секунд недоцільне через обвуглювання тканин та зниження надійності стерилізації.

**Висновки.** Проведені дослідження дозволяють зробити висновки про перспективність розробки термохірургіческой апаратури, заснованої на безконтактному конвекційно-інфрачервоному коагулюючому впливі на тканини. Апаратура дозволяє одночасно здійснювати гемостаз і санацію інфікованих і хронічних гнійних ран, проводити безкровне розсічення м'яких тканин. Встановлено, що температура конвекційно-інфрачервоного потоку в діапазоні 200–500°C є оптимальною

для санації ран. Для ран на початкових етапах розвитку інфекційного процесу може бути використаний потік температурою 350–500°C. Для санації хронічних гнійних ран температура потоку є мінімальною (200–300°C), а час обробки та інфрачервона складова – максимальною. Такі параметри забезпечують максимально глибоку стерилізуючу дію потоку та мінімальне термічне пошкодження тканин в рані.



*Рис. 2. Оптимальний час обробки гнійної рани в залежності від температури повітряного потоку*

Використання конвекційно-інфрачервоної апаратури для обробки ран істотно скорочується час проведення операцій, прискорюється загоєння ран, попереджується розвиток інфекційних процесів, зменшує потребу у використанні антибіотиків.

### **Література:**

1. Лебкер К. Руководство к оперативной хирургии.-пер. с нем. Под ред. проф. Подреза А.Г., Харьков, 1888. – 486 с.
2. Волколаков Я.В. Общая хирургия. – Рига, “Звайгзне”, 1989. – С. 617.

3. Н.Л.Бидлоо Наставление по хирургии (Instructio de chirurgia in theatro anatomico studiosis. Proposita a.d. 1710 januarii die 3). М.: Медицина, 1979.

4. Пирогов Н. И. Начала общей военно-полевой хирургии, взятые из наблюдений военнопольной практики и воспоминаний о Крымской войне и Кавказской экспедиции. Чч. 1–2. — Дрезден, 1865—1866. (М., 1941.).

5. Пирогов Н. И. Труды по экспериментальной, оперативной и военно-полевой хирургии (1847—1859) Т 3. М.; 1964 г

6. Paton В.Е. Welding and related technologies for medical applications International The Paton Welding J.- 2008 -№11 p.11–20

7. Paton В.Е, Furmanov Y.A, Gvozdetskiy V. S. et al. Method for treatment of gunshot wounds. Pat. for model 30372 Ukraine. Int. Cl. A61B 18/04. Appl. 25.10.2007. Publ. 25.02.2008.

8. Ефименко Н.А., Хрупкин В.И., Марахонич Л.А. и др. Воздушно-плазменные потоки и NO-терапия – новая технология в клинической практике военных лечебно-профилактических учреждений // Военно-медицинский журнал. – 2005.– № 5.– С. 51–54.

9. Евстигнеев А.Р. Применение полупроводниковых лазеров и светодиодов в медицине (научно-методический материал). – Калуга, ЛАН РФ, 2000. – 57 с.

10. Paton В.Е, Furmanov Y.A, Gvozdetskiy V. S. et al. Method for treatment of gunshot wounds. Pat. for model 30372 Ukraine. Int. Cl. A61B 18/04. Appl. 25.10.2007. Publ. 25.02.2008

## **ОПРЕДЕЛЕНИЕ ОПТИМАЛЬНЫХ ПАРАМЕТРОВ КОНВЕКЦИОННО-ИНФРАКРАСНОГО ПОТОКА ДЛЯ САНАЦИИ ИНФИЦИРОВАННЫХ РАН**

**Худецкий И.Ю., Кривцун И.В., Фурманов Ю.А.,  
Сухин И.А., Даниленко Ю.И.**

**Резюме.** В данной статье представлены результаты экспериментальных исследований *специалистов Института электросварки им. Е.О.Патона НАН Украины и Национального института хирургии и трансплантологии им. А.А.Шалимова АМН Украины* в области создания *бесконтактного конвекционно-инфракрасного коагулятора*



*ТПБ-180. Установлено, что использование ТПБ-180 дает лучшие результаты по гемостазу, хирургическому лечению инфицированных и хронических гнойных ран по сравнению с аппаратурой, работающей на других физических принципах взаимодействия с живой тканью. При этом существенно сокращается время проведения операций, ускоряется заживление ран, предупреждается развитие инфекционных процессов, уменьшает потребность в использовании антибиотиков.*

**Ключевые слова:** бесконтактная термохирургия, конвекционно-инфракрасный поток, коагуляция, инфицированная рана, гемостаз

## **DETERMINATION OF OPTIMUM PARAMETERS OF CONVECTION-INFRARED FLOW FOR SANATION INFECTED WOUNDS**

**I.Khudetskyu, I.Krivtsun, J.Furmanov, I. Suchin, J.Danilenko**

***Summary.** This article presents results of experimental studies researchers E. O. Paton Electric Welding Institute of the NAS and A.A.Shalimova Institute of surgery and transplantology AMS of Ukraine to create contactless convection-infrared thermosurgery technology and equipment TPB-180. It is established that the use of TPB-180 gives the best results in hemostasis for vessels and parenchymal tissue, the surgical treatment of infected and chronic wounds festering. Also considerably reduces the time of operation, accelerate healing and prevents infection processes in wound.*

**Keywords:** contactless thermo-surgery, convection-infrared flux, coagulation, infected wounds, hemostasis.