

Висновки

Можливість диференціація результатів оптичної біопсії дозволяє підвищити точність діагностування ступеней тяжкості диспластичних змін епітелію шийки матки. Це надає можливості не тільки мінімізувати кількість традиційних біопсій, але й зробити їх більш “прицільними”. Цей фактор є суттєвим у гінекології, тому що заживлення ушкоджень, які утворюються при взятті традиційних біопсій, може ускладнюватись інфікуванням, утворенням стриктури, або сприяти прогресуванню генітального ендометріозу.

Проведення флуоресцентної діагностики пацієнток з вагітністю виключає негативний вплив на їх стан біопсійної травми. Крім того, оптична біопсія, зважаючи на її неінвазивний характер, може виконуватись через незначні проміжки часу при планових профілактичних оглядах вагітних жінок, що дозволяє не тільки спостерігати перебіг хвороби під час всієї вагітності, але й результативність призначеного консервативного лікування.

Подальші дослідження можливостей оптичної біопсії в гінекології, на думку авторів, мають бути спрямовані на створення апаратури та дослідження методу спектроскопії пружного відбиття біотканин жіночих репродуктивних органів. Цей метод дозволить доповнити метод флуоресцентної діагностики з метою отримання більш точної та повної інформації щодо локалізації можливих патологій та їх диференціації.

Література

1. Корольова Т.В., Вдовіна Т.В., Іоффе С.Є. Флуоресцентна діагностика в гінекології // Вісник НТУУ “КПІ”. Серія Приладобудування. - 2003. - Вип.25. - С.143-147.
2. Денисов М.О., Корольова Т.В., Вдовіна Т.В. Оптичний дистальний інструмент для систем флуоресцентної діагностики в гінекології // Вісник НТУУ “КПІ”. Серія Приладобудування. - 2005. - Вип.29. - С.116-122.

| | |
|---|--|
| <p>Королева Т.В., Иоффе С.Е., Суханова А.А. Дифференциация результатов оптической биопсии в гинекологии В работе рассмотрены возможности дифференциации диспластических изменений эпителия шейки матки по результатам <i>in vivo</i> флуоресцентной диагностики с целью точного определения участков слизистой для взятия традиционной биопсии у беременных женщин</p> | <p>Koroleva T.V., Ioffe S.E., Sukhanova A.A. Differentiation of optical biopsy results in gynecology <i>In vivo</i> fluorescence diagnosis possibilities for dysplastic lesions differentiation of cervix epithelium have been considered. The goal of fluorescence diagnosis was the precise determination of mucosa areas for routine biopsy taking of pregnant women</p> |
|---|--|

Надійшла до редакції
30 липня 2005 року

УДК 615.832.97 + 615.471

ОБГРУНТУВАННЯ ВИБОРУ ПАРАМЕТРІВ КРІОАПЛІКАТОРІВ

Смирнов Г.Ф., Леценко В.М., НВФ “Пульс”, м.Київ, Україна

В роботі йдеться про дослідження параметрів нової кріохірургічної апаратури, яка ви-

користовується для лікування онкологічних захворювань

Вступ. Постановка задачі

В останні роки у медичній практиці широкий розвиток одержало застосування наднизьких температур при оперативному хірургічному втручанні в процесі лікування онкологічних захворювань різних органів людини. Показано, що при цьому досягаються значні позитивні результати, які неможливі при застосуванні інших альтернативних методик [1, 2]. Однак існуюча кріохірургічна техніка в багатьох випадках далека від досконалості й потребує наявності чітких технічних вимог. Існуючий рівень розуміння того, що потрібно робити в цьому напрямку, далекий від досконалого. Цьому питанню й присвячена ця стаття. У ній автори пропонують підхід до названої проблеми й деякі попередні міркування на шляху її рішення.

Як і в будь-якому іншому випадку, для того щоб відповісти на запитання, що краще, потрібно визначитися з тим, що прийняти за критерій. На жаль, на сьогодні, як в Україні, так і за кордоном відсутні конкретні нормативні вимоги до параметрів кріохірургічної техніки. Сформулюємо їх:

1. Висока холодильна потужність – здатність досягнення мінімальної температури робочої поверхні кріоінструменту, який знаходиться в тепловому контакті із органом, що підлягає заморожуванню на рівні мінус 180°C і нижче.

2. Можливість задавання, досягнення та утримання з високою точністю температури кріодії на будь-якому температурному рівні з робочого діапазону температур.

3. Забезпечення вимірювання з високою точністю реальної температури кріодії.

4. Наявність широкого набору змінних кріоінструментів та аплікаторів.

5. Автоматичне управління процесами кріодії.

6. Висока надійність, безпечність, простота та зручність в експлуатації.

7. Економічність – низька споживана потужність, оптимальні витрати кріоагенту.

Низка перерахованих критеріїв у деякій мірі є взаємо-суперечливими, тому необхідно визначитись, як забезпечити такі умови, за якими всі критерії будуть врахованими. Скористаємося наступними вихідними міркуваннями. Нехай ми маємо декілька критеріїв якості різної розмірності, різного фізичного сенсу та змісту. Позначимо їх у такий спосіб:

$$M_1; \dots M_I; \dots M_{0I} \dots$$

Тут: $M_1; \dots M_I; \dots M_{0I} \dots$ - це розмірні значення 1-го, I -го, і т.д. критеріїв; а також деяких значень цих же критеріїв при деякій відомій «нуль»-умові існування цих же критеріїв. Тоді може бути сформований якийсь загальний критерій якості Z , що поєднує всі окремі критерії, якщо мати або одержати якісь відносні (безрозмірні) оцінки «значимості» цих окремих критеріїв: $g_1; \dots g_I; \dots$. Вказаний вище критерій Z визначається в такий спосіб:

$$Z = g_1 \times \frac{M_1}{M_{01}} + g_2 \times \frac{M_2}{M_{02}} + \dots + g_I \times \frac{M_I}{M_{0I}} + \dots = \sum_1^N g_I \frac{M_I}{M_{0I}} \quad (1)$$

Тобто, якщо існує можливість розрахувати кожний окремий критерій та його величину при деякій «нуль»-умові, то з'являється можливість розрахувати і загальний критерій Z , при знайдених або приблизно оцінених значеннях g . Це значить, що у будь-якому випадку необхідно визначати залежності окремих критеріїв від основних і допоміжних параметрів (режимних, геометричних, фізичних, технологічних тощо).

Таким чином, у кожному конкретному випадку потрібно знати вищезгадані залежності. На жаль, в цьому також є свої проблеми. Тому розглянемо деякі з найбільш важливих вищезазначених окремих критеріїв і відповідних їм підзадач.

Дослідження конструктивних параметрів кріоаплікаторів

Отже, проаналізуємо вплив різних внутрішніх конструктивних параметрів кріоаплікаторів на їх найбільш важливі характеристики, а саме:

- досягнення мінімальної температури зовнішньої поверхні кріоаплікатора при одночасному досягненні необхідної рівномірності розподілу температур по всій зовнішній поверхні;
- досягнення малих витрат кріоагенту в процесі заморожування біологічної тканини.

Відзначимо, що ефективне рішення цих завдань, як показав досвід [4, 5, 6], досягається в першу чергу при використанні розгалуженої системи внутрішніх каналів в кріоаплікаторі з одночасним введенням в них пористих структур.

З погляду технології, найбільш зручними й оперативно реалізованими є металоволокнисті пористі структури, які характеризуються наступними параметрами:

- проникність;
- пористість;
- заповнюваність пористою структурою каналів;
- число каналів, їх розміри та інше.

Не важко показати, що деякі з вищевказаних параметрів мають неоднозначний вплив на зазначені вище окремі критерії. Візьмемо, наприклад, проникність пористої структури. З одного боку, чим більше ця величина, тим менше гідравлічний опір пористої структури, тобто менші енергетичні ресурси, які витрачаються на прокачування кріоагента, проте з іншого боку – тим менше захоплення зрідженого кріоагента пористою структурою, тобто більші її втрати. Таким чином, існує якесь оптимальне значення цього параметра, при якому досягається найкраще сполучення зазначених якостей. Це ствердження відноситься, очевидно, і до інших шуканих параметрів, таких як число каналів охолодження, розміри їхніх поперечних перерізів, параметри пористої структури тощо.

Розглянемо на окремому прикладі підхід до рішення подібних завдань.

Вважаємо, що заданими і відомими є:

1. Тип кріоагента, режим його роботи (тиск кипіння) і, як наслідок, його властивості.
2. Конструкційний матеріал, з якого виготовляється сам кріоаплікатор і його властивості.

3. Зовнішні розміри кріоаплікатор, які визначаються з медичних вимог і умов застосування.

Приймаємо, що внутрішня конфігурація кріоаплікатора являє собою систему розгалужених каналів прямокутного перетину, частково заповнених метало-волокнуною пористою структурою.

Пориста структура виконує наступні функції:

- сприяє надійному утриманню рідкої фази кріоагенту;
- допомагає захопленню краплинної рідини, яка може викидатись із пористої структури при кипінні кріоагента, тобто забезпечує мінімізацію витрат кріоагента;

- забезпечує ефективний і стійкий поділ пари й рідини;

- інтенсифікує тепловіддачу при кипінні кріоагента.

Для того, щоб забезпечити відсутність масопереносу в поперечному напрямку між парою й рідиною в кожному перетині випарних каналів, тобто гарантувати роздільний плин пари й рідини, потрібно виконувати в кожному перетині каналу наступну умову:

$$-\frac{2\sigma}{R_{MAX}} < p' - p'' < \frac{2\sigma}{R_{MAX}} \quad (2)$$

де σ ; R_{MAX} – коефіцієнт поверхневого натягу й максимальний радіус пори для даної пористої структури.

Для того, щоб дотримати умову (2) у кожному перетині, можна відповідним чином профілювати розподіл розмірів і параметрів пористої структури по довжині каналів. При цьому варто враховувати й зміну відповідних тисків у рідині (p') й парі (p''), пов'язані з гідравлічними опорами.

Тиски в рідині й у парі з урахуванням втрат запишуться таким чином:

$$p' = p_0 - \sum_1^N \Delta p'_i; \quad p'' = p_0 - \sum_1^N \Delta p''_i \quad (3)$$

Вирази (3) записані для умов прямоточного руху пари й рідини. Приймається також, що $p_0; \Delta p'_i; \Delta p''_i$; - тиск на вході (однаковий, як для пари, так і для рідини); втрати тиску в рідкій фазі й у паровий, відповідно, на кожній i -й ділянці.

Кожна ділянка розташовується між відповідними перетинами. Так 1-ша ділянка розташовується між 0-м перетином і першим; 2-га - між першим перетином і другим і т.д. до перетину N .

Втрати тиску при плинні рідини у пористій структурі визначаються по відомих співвідношеннях для закону Дарси:

$$\Delta p'_i = \frac{G(1 - \overline{X}_i) \nu' l_i}{n \rho' K_{fi} a_{0i} (b - d_{0i})}; \quad (4)$$

Втрати тиску в паровій фазі, у припущенні ламінарного режиму плину, представляються в наступній формі:

$$\Delta p''_i = 8\nu'' \times \frac{l_i(a_{0i} + d_{0i})^2}{(a_{0i} \times d_{0i})} \times \frac{G}{n} \times \overline{X}_i; \quad (5)$$

Тут $G, n, \nu', \nu'', \rho'; K_{fi}, a_{0i}, d_{0i}, l_i, \overline{X}_i$ - масова витрата кріоагента; число гілок каналів; кінематичні коефіцієнти в'язкості для пари й рідини; щільність рідини; коефіцієнт проникності; лінійні розміри прямокутних перетинів каналів і довжини ділянок; питомий масовий витратний паровміст.

Таким чином, одержимо два рівняння, які визначають найкращі умови, з погляду надійності поділу потоків пари й рідини, при збереженні умов інтенсифікації тепловіддачі у випарних каналах, за рахунок введення на киплячих поверхнях пористих структур, а саме:

$$-\frac{2\sigma}{R_{iMAX}} < \frac{G}{nb} \times \left\{ \sum_1^N \left[8 \left(\frac{d_{0i}}{a_{0i}} + 1 \right)^2 \times \frac{\nu'' l_i \times \overline{X}_i}{d_{0i}^3} \right] - \sum \frac{\nu' l_i (1 - \overline{X}_i)}{(b - d_{0i}) K_{fi}} \right\} < \frac{2\sigma}{R_{iMAX}}; \quad (6)$$

$$\sum_1^N \Delta p' = \frac{G \nu'}{n a_{0i}} \times \sum_1^N \frac{l_i (1 - \overline{X}_i)}{(b - d_{0i}) K_{fi}} \leq (p_0 - p_1); \quad (7)$$

Умови (6) і (7) є необхідними й достатніми для визначення відповідних оптимальних параметрів, включаючи лінійні розміри поперечних перерізів каналів, проникність і розмір пор для пористої структури.

Однак оптимізація з гідродинамічних позицій не є достатньою, оскільки вона не торкається іншого важливого, з погляду медицини, завдання - забезпечення мінімального часу виходу на робочий режим, або охолодження робочої поверхні кріоаплікатора до необхідної мінімальної температури.

Розрахунок часу виходу на робочий режим можна виконати з наступних попередніх і наближених міркувань:

1. Вищезазначений час приблизно складається із часу заповнення внутрішнього об'єму кріоаплікатора зрідженим кріоагентом і часу охолодження його до заданої температури, відповідно $\tau_h; \tau_i; \dots$

2. Для оцінки значень цих параметрів ($\tau_h; \tau_i; \dots$) можна використати наступні міркування. Можна припустити, що перший час набагато менший від другого і, як наслідок, у його визначенні припустимі істотні наближені оцінки.

3. Для оцінки першого з вищезгаданих параметрів часу можна вважати, що пориста структура відразу заповнює всі канали, виключаючи початкове проскакування рідини. Для розрахунку першого параметру часу τ_h прийемо, що фронт рухомої рідини в процесі заповнення пористої структури переборює гідравлічний опір, який у цьому нестационарному процесі можна розглядати та розраховувати, як такий, що виникає в умовах фронтального просування теплоносія з подоланням сил тертя як на вході, так і по довжині заповнюваного каналу, а також з огляду на якийсь розгін фронту рідини під дією різниці тисків. Залучаючи ці міркування й використовуючи результати розрахунків, виконаних раніше [4, 5], одержимо наступне рівняння для руху фронту рідини "Z":

$$p_0 - p_1 - \frac{\mu' z}{K_{fi}} \times \frac{dz}{d\tau} - \zeta \rho' \times \left(\frac{dz}{d\tau} \right)^2 = \varepsilon \rho' \left(\frac{dz}{d\tau} \right)^2 + \varepsilon \rho' z \frac{d^2 z}{d\tau^2}; \quad (8)$$

Зневажаючи зміною швидкості у зв'язку зі зміною перетину $(b - d_{0i})$ до b , і опором входу в порівнянні з таким же опором по довжині каналів, тобто припускаючи, що $(\zeta/\varepsilon) \ll 1$, одержуємо рівняння руху фронту рідини при заповненні зрідженим кріоагентом теплообмінної камери кріоаплікатора:

$$(zz')' + \frac{v'}{\varepsilon K_{fi}} \times (zz') - \frac{\Delta p_0}{\varepsilon \rho'} = 0. \quad (9)$$

Рішення рівняння (9) визначає наступну залежність для положення фронту рідини "Z":

$$Z = \sqrt{\frac{2\Delta p_0 K_{fi}}{\mu'}} \times \sqrt{\tau - \frac{\varepsilon K_{fi}}{v'} \times [1 - \exp(-\frac{v'\tau}{\varepsilon K_{fi}})]}, \quad (10)$$

а формула для оцінки повного часу τ_h ; набуває вигляду:

$$\tau_h = \frac{l^2_0 \mu}{2\Delta p_0 K_{fi}} \quad (11)$$

Для визначення характерного часу стабілізації теплового режиму можна прийняти такі допущення:

- а) конструкція кріоаплікатора забезпечує практично однакові умови охолодження по всій його робочій поверхні;
- б) час теплової стабілізації значно перевищує час гідродинамічної стабілізації, тому останнім можна знехотити;
- в) вихідними є рівняння теплового балансу й залежність між тепловим потоком і температурним напором у відповідних режимах охолодження в процесах кипіння на внутрішній поверхні кріоаплікатора.

По суті процес охолодження супроводжується, як охолодженням самого кріоаплікатора, так і охолодженням та частковим заморожуванням біологічної тканини, яка підлягає процедурі кріодеструкції. Це означає, що вихідне рівняння теплового балансу матиме такий вигляд:

$$-\sum \delta_{mi} \rho_{mi} c_{mi} \times \frac{d\Theta_{mi}}{d\tau} - \sum r \frac{d\delta_j}{d\tau} \times \rho_j = q = \text{const} \times \Theta^N, \quad (12)$$

де $\delta_{mi}; \rho_{mi}; c_{mi}; \Theta_{mi}; \delta_j; \rho_j; q; \Theta..$ – товщини, щільності й питомі теплоємності охолоджуваних шарів кріоаплікатора, їх відхилення від початкових температур; товщини шарів, у яких пройшов процес кристалізації в початковій стадії, їх щільності, щільності теплового потоку на внутрішній поверхні кріоаплікатора (тобто там, де відбувається процес кипіння), відповідний до неї температурний напір.

Таким чином, не важко бачити, що по суті вираз (12) дає не одну, а дві формули. Зрозуміло також, що саме по собі її використання вимагає рішення системи як мінімум двох взаємозалежних задач - зовнішньої й внутрішньої в нестационарних умовах. Зрозуміло, що їх просте рішення навряд чи існує, тому ми обмежуємось наближеним підходом і відповідними оцінками.

Авторами були зроблені наступні припущення:

1) внутрішній процес відповідає умовам бульбашкового кипіння, близькому до моменту кризи кипіння, тобто $q_{CR} = const \Theta_{CR}^m$, де q_{CR} ; Θ_{CR} – щільність критичного теплового потоку й відповідний йому температурний напір.

2) критичний тепловий потік у зоні сполучення пористої структури з поверхнею теплообміну (внутрішня поверхня теплообмінної камери кріоаплікатора) потрібно визначати по емпіричних формулах, отриманих від експериментальних даних. Відповідні експерименти будуть виконані та опубліковані авторами найближчим часом. Тому в даній роботі використані результати попередніх власних досліджень криз кипіння на поверхнях, покритих пористими структурами (в основному сітчастими) [] та на основі їх успішної обробки, базованої на положеннях відомої гідродинамічної теорії криз кипіння С.С. Кутателадзе. Це співвідношення має вигляд:

$$\frac{4\sigma}{R_{MAX}} > const \left(\frac{q_{CR}}{r} \right)^2 \times \frac{1}{\rho''}; \quad (13).$$

3) Співвідношення (13) разом з емпіричним зв'язком між розміром пор і проникністю у вигляді: $K_{fi} \approx C_1 \bar{R}^M$ –приводить до обмеження по величині проникності у формі:

$$K_f < const (r^2 \sigma \rho'')^M \times \frac{1}{(q_{CR})^{2M}} \quad (14)$$

Між «const» і C_1 кількісний зв'язок може бути знайдена в такий спосіб:

«const» = $C_1 (2K)^{2M}$, де K є коефіцієнт пропорційності між максимальним і середнім радіусом пор.

Нормальна робота кріоаплікатора припускає необхідність виконання такої умови:

$$G \geq \frac{q \times AB}{r}; \quad (15)$$

де А, В- лінійні розміри кріоаплікатора, обумовлені медичними вимогами.

Спільний розгляд вище наведених гідравлічних співвідношень (6, 7) і рівняння (15) дозволяє одержати формулу для розрахунку масової витрати кріоагента:

$$\frac{G}{b} = \sqrt{\frac{A_1}{K_f^2} + \frac{\Delta p_0}{n_k^2}} \times A_2 - \frac{A_1}{K_f} > \frac{qAB}{rb} \quad (16)$$

де $A_1 = \left[\frac{AB(\varepsilon'')^2 \times \nu' \rho''}{\zeta \times \varepsilon'} \right]; \dots A_2 = (A\varepsilon'')^2 \times 2\rho'';$

Якщо визначити витрату кріоагента з (15), а коефіцієнт проникності з (14), тоді з рівняння (16) визначається обмеження по перепаду тисків на кріоаплікаторі:

$$\frac{\Delta p_0}{n_k^2} > \frac{1}{A_2} \times \left(\frac{qAB}{rb} + \frac{A_1}{K_f} \right)^2 - \frac{A_1}{A_2 \times K_f}; \quad (17)$$

Висновки

Отже, висловлені міркування дають можливість у такий спосіб намітити наступний шлях раціонального проектування кріоаплікаторів:

1. При відомих експлуатаційних параметрах (q , A , B , та ін.) обчислюється обмеження по проникності й підбирається пориста структура, яка задовольняє цьому обмеженню.

2. Визначаються варіанти гідравлічного розведення каналів для проходження кріоагента, які дозволяють домогтися бажаної рівномірності охолодження по робочій поверхні при малому числі каналів.

3. Вибираються з технологічних міркувань висоти b каналів. З рівнянь (6,7) визначаються інші їх параметри.

4. Розраховуються з формули (17) необхідні втрати тиску й оцінюються можливість їх реалізації для існуючих кріохірургічних апаратів.

Література

1. Жарков Я.В., Муськин Ю.Н., Сапсай Ю.М. Кріохірургическая аппаратура заливного типа серии «Криоэлектроника» // Электронная промышленность. - 1984. - Вып. 10 (138).
2. Жарков Я.В., Иващук А.В., Лещенко В.М., Тимчик Г.С. Кріоаплікатори для застосування в онкології // Вісник Черкаського ДТУ. - 2006. - № 1. - С.16 – 23.
3. Смирнов Г.Ф., Афанасьев Б.А. Исследование теплообмена и предельных тепловых потоков при кипении в капиллярно-пористых структурах // Теплоэнергетика. - 1979. - № 5. - С.65-67.
4. Смирнов Г.Ф., Цой А.Д. Теплообмен при парообразовании в капиллярах и капиллярно-пористых структурах. - М.: Изд. МЭИ, 1999. - 44 с.
5. Smirnov H.F., Afanasiev B.A. The crisis phenomenon, when Vaporization take place on Surfaces Covered Porous Structures. 9th IHPC, May, 1995, USA, Albukerk, Paper.

Смирнов Г.Ф., Лещенко В.Н. **Обоснование выбора параметров кріоаплікаторов**

В работе исследованы параметры новой кріохірургической аппаратуры, которая используется для лечения онкологических заболеваний

Smirnov G.F., Leschenko V.M. **The basis of the choice operation factors of the cryoapplier**

In work state of the choice operation factors of the new cryosurgical device, which used for treatment of the oncological illness

*Надійшла до редакції
17 лютого 2006 року*