

УДК 537.32

Анатичук Л.І. акад. НАН України^{1,2}
Кобилянський Р.Р. канд. фіз.-мат. наук^{1,2},
Федорів Р.В.²

¹Інститут термоелектрики НАН і МОН України,
вул. Науки, 1, Чернівці, 58029, Україна;
e-mail: anatysh@gmail.com

²Чернівецький національний університет
ім. Юрія Федьковича, вул. Коцюбинського 2,
Чернівці, 58012, Україна

МЕТОДИКА ВРАХУВАННЯ ФАЗОВОГО ПЕРЕХОДУ В БІОЛОГІЧНІЙ ТКАНИНІ ПРИ КОМП'ЮТЕРНОМУ МОДЕЛЮВАННІ ПРОЦЕСУ КРІОДЕСТРУКЦІЇ

У роботі наведено методику врахування фазового переходу в біологічній тканині при комп'ютерному моделюванні процесу кріодеструкції. Побудовано фізичну, математичну та комп'ютерну моделі біологічної тканини з врахуванням теплофізичних процесів, кровообігу, теплообміну, процесів метаболізму та фазового переходу. Як приклад, розглянуто випадок, коли на поверхні біологічної тканини знаходиться охолоджуючий елемент при температурі -50°C. Визначено розподіли температури і теплових потоків у біологічній тканині в режимі охолодження. Отримані результати дають можливість прогнозувати глибину промерзання біологічної тканини при заданому температурному впливі. Бібл. 28, рис. 7, табл. 1.

Ключові слова: біологічна тканина, температурний вплив, кріодеструкція, фазовий перехід, комп'ютерне моделювання.

Вступ

Загальновідомим у медичній практиці є той факт, що температурний вплив є важливим чинником лікування багатьох захворювань організму людини [1–3]. Одним з перспективних напрямів є кріодеструкція – сукупність хірургічних методів лікування, заснованих на локальному заморожуванні біологічної тканини людського організму. Для здійснення кріодеструкції необхідно охолодити певну ділянку тіла людини до температури -50 °С. На сьогодні таке охолодження реалізується за допомогою спеціальних кріоінструментів із використанням рідкого азоту [4–8]. Проте використання рідкого азоту має низку недоліків: азот не дає можливість забезпечити охолодження з необхідною точністю підтримання температури, також існують ризики переохолодження з негативними наслідками. Крім того, рідкий азот є досить небезпечною речовиною і вимагає належної обережності під час використання, а доставка рідкого азоту не завжди доступна, що звужує можливості використання такого методу. Це відкриває перспективи використання термоелектричного охолодження для кріодеструкції, яким може бути реалізоване охолодження до температури (0 ÷ -80) °С. Термоелектричні прилади медичного призначення дають можливість точно задавати необхідну температуру робочого інструменту, час температурного

впливу на відповідну ділянку людського організму та забезпечувати циклічну зміну режимів охолодження і нагріву [1 – 2, 9 – 12].

Створені до цього часу комп'ютерні моделі біологічної тканини, на поверхні якої знаходиться охолоджуючий елемент, дають можливість проводити моделювання теплофізичних процесів з врахуванням кровообігу, теплообміну та процесів метаболізму [13 – 19]. Однак, існуючі комп'ютерні моделі не враховують фазовий перехід у біологічній тканині при її охолодженні до температури нижче 0 °С, що призводить до похибки при комп'ютерному моделюванні температур і теплових потоків.

Тому *метою даної роботи* є розробка методики врахування фазового переходу в біологічній тканині при комп'ютерному моделюванні процесу кріодеструкції.

Фізична модель

Побудовано фізичну 2D модель з осью симетрії (рис. 1) біологічної тканини 1 тіла людини, на поверхні якої знаходиться охолоджуючий елемент 2. Така модель представляє собою структуру з двох однорідних брусків прямокутної форми та характеризується наступними теплофізичними властивостями: теплопровідністю κ , питомою теплоємністю C , густиною ρ , швидкістю перфузії крові ω_b , густиною крові ρ_b , температурою крові T_b , теплоємністю крові C_b , питомим тепловиділенням Q_{met} внаслідок процесів метаболізму та прихованою теплотою фазового переходу L (таблиця). Відповідна ділянка біологічної тканини 1 розглядається як об'ємне джерело тепла q , де:

$$q = Q_{met} + \rho_b \cdot C_b \cdot \omega_b \cdot (T_b - T) \quad (1)$$

Геометричні розміри біологічної тканини 1 складають a , b , і відповідно охолоджуючого елемента 2 – c , d . Температури на границях біологічної тканини 1 та охолоджуючого елемента 2 складають T_1 , T_2 , T_3 , T_4 . Температура всередині біологічної тканини складає $T_1 = +37^\circ\text{C}$. Температура охолоджуючого елемента – $T_4 = -50^\circ\text{C}$. Температура оточуючого середовища – $T_5 = +22^\circ\text{C}$. Верхня поверхня біологічної тканини з температурою T_3 перебуває в стані теплообміну з навколишнім середовищем (коефіцієнт теплообміну α та коефіцієнт випромінювання ε) при температурі T_5 . Бокова поверхня біологічної тканини адіабатично ізольована.

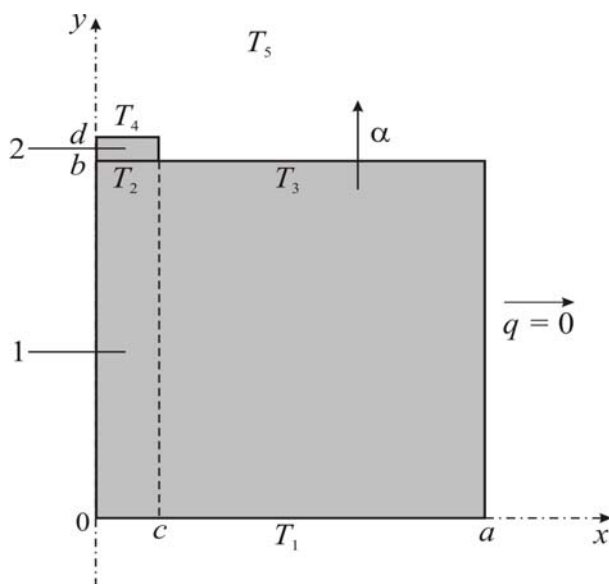


Рис. 1. Фізична 2D модель з осью симетрії: 1 – біологічна тканина, 2 – охолоджуючий елемент

Таблиця

Теплофізичні властивості біологічної тканини тіла людини в нормальному [20 – 25] та замороженому станах [26, 27]

Теплофізичні властивості біологічної тканини	Значення	Одиниці вимірювань
Теплоємність нормальної біологічної тканини (C_1)	3600	Дж/м ³ °С
Теплоємність замороженої біологічної тканини (C_2)	1800	Дж/м ³ °С
Теплоємність крові (C_b)	3600	Дж/м ³ °С
Густина крові (ρ_b)	1000	кг/м ³
Теплопровідність нормальної біологічної тканини (κ_1)	0.5	Вт/м°С
Теплопровідність замороженої біологічної тканини (κ_2)	2	Вт/м°С
Прихована теплота фазового переходу (L)	$250 \cdot 10^3$	Дж/м ³
Температура крові (T_b)	37	°С
Верхня температура фазового переходу (T_1)	-1	°С
Нижня температура фазового переходу (T_2)	-8	°С
Перфузія крові в біологічній тканині (ω_b)	0.0005	мл/с·мл
Метаболізм в біологічній тканині (Q_{met})	4200	Вт/м ³

Математична модель

У загальному вигляді рівняння теплообміну в біологічній тканині має наступний вигляд [20 – 27]:

$$C \cdot \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (\kappa \cdot \nabla T) + \rho_b \cdot C_b \cdot \omega_b \cdot (T_b - T) + Q_{met}, \quad (2)$$

де C , κ – питома теплоємність і теплопровідність біологічної тканини, ρ_b – густина крові, C_b – питома теплоємність крові, ω_b – перфузія крові, T_b – температура крові, T – температура біологічної тканини; Q_{met} – тепло, що виділяється внаслідок процесів метаболізму.

Доданок у лівій частині рівняння (2) представляє собою швидкість зміни теплової енергії, що міститься в одиниці об'єму біологічної тканини. Три доданки у правій частині цього

рівняння являють собою відповідно швидкість зміни теплової енергії за рахунок теплопровідності, перфузії крові та тепла метаболізму.

Рівняння теплообміну в біологічній тканині (2) розв'язується з відповідними граничними умовами. Температура на поверхні охолоджуючого елемента складає $T_4 = -50^\circ\text{C}$. Всередині біологічної тканини температура $T_1 = +37^\circ\text{C}$. Бокові поверхні біологічної тканини адіабатично ізольовані ($q = 0$), а верхня поверхня знаходиться у стані теплообміну (коефіцієнт теплообміну α та коефіцієнт випромінювання ε) з оточуючим середовищем при температурі T_5 .

$$q(x, y, t) \Big|_{\substack{c \leq x \leq a \\ y=b}} = \alpha \cdot (T_5 - T_3) + \varepsilon \cdot \sigma \cdot (T_5^4 - T_3^4), \quad (3)$$

де α – коефіцієнт конвективного теплообміну поверхні біологічної тканини з оточуючим середовищем, ε – коефіцієнт випромінювання, σ – стала Больцмана, T_3 – температура поверхні біологічної тканини, T_5 – температура оточуючого середовища ($T_5 = +22^\circ\text{C}$).

У початковий момент часу $t=0$ с вважається, що температура у всьому об'ємі біологічної тканини становить $T = +37^\circ\text{C}$, тобто початкові умови для розв'язання рівняння (2) наступні:

$$T(x, y, 0) = T_b. \quad (4)$$

У результаті розв'язання початково-крайової задачі (2)-(4) визначаються розподіли температури $T(x, y, t)$ і теплових потоків в біологічній тканині у довільний момент часу. Як приклад, у даній роботі розглянуто випадок, у якому температура охолоджуючого елемента складає $T_4 = -50^\circ\text{C}$. Однак, слід зазначити, що запропонована методика дозволяє розглянути випадки, коли температура охолоджуючого елемента $T_f(t)$ змінюється в будь-якому діапазоні температур або згідно наперед заданої функції.

У процесі заморожування клітини будуть проходити зміну фази в точці замерзання, при цьому матимуть місце втрати прихованої теплоти фазового переходу (L) і температура в цих клітинах не змінюватиметься. Фазовий перехід в біологічних клітинах відбувається в діапазоні температур $(-1 \div -8)^\circ\text{C}$. Властивості біологічної тканини в нормальному та замороженому станах наведені в таблиці 1. В інтервалі температур $(-1 \div -8)^\circ\text{C}$, коли клітини заморожуються, поглинається прихована теплота фазового переходу, що може бути змодельоване додаванням відповідної величини до теплоємності [26, 27].

При заморожуванні біологічної тканини відбувається звуження судин у капілярах до заморожування всієї крові в капілярах, і значення ω_b прямує до нуля. Крім того, клітини не зможуть генерувати метаболічне тепло при заморожуванні і Q_{met} буде рівним нулю при температурі нижчій нуля.

У замороженому стані властивості біологічної тканини будуть мати наступні значення (5) - (8):

$$C = \begin{cases} C_1 & T \geq -1^\circ\text{C} \\ \frac{L}{-1 - (-8)} + \frac{C_1 + C_2}{2} & -8^\circ\text{C} \leq T \leq -1^\circ\text{C} \\ C_2 & T \leq -8^\circ\text{C} \end{cases} \quad (5)$$

$$\kappa = \begin{cases} \kappa_1 & T \geq -1^\circ\text{C} \\ \frac{\kappa_1 + \kappa_2}{2} & -8^\circ\text{C} \leq T \leq -1^\circ\text{C} \\ \kappa_2 & T \leq -8^\circ\text{C} \end{cases} \quad (6)$$

$$Q_m = \begin{cases} 4200 & T \geq -1^\circ\text{C} \\ 0 & -8^\circ\text{C} \leq T \leq -1^\circ\text{C} \\ 0 & T \leq -8^\circ\text{C} \end{cases} \quad (7)$$

$$\omega_b = \begin{cases} 0,0005 & T \geq -1^\circ\text{C} \\ 0 & -8^\circ\text{C} \leq T \leq -1^\circ\text{C} \\ 0 & T \leq -8^\circ\text{C} \end{cases} \quad (8)$$

Комп'ютерна модель

Було створено комп'ютерну модель біологічної тканини, на поверхні якої знаходиться охолоджуючий елемент. Для побудови комп'ютерної моделі використано пакет прикладних програм Comsol Multiphysics [28], що дає можливість проводити моделювання теплофізичних процесів у біологічній тканині з врахуванням кровообігу, теплообміну, процесів метаболізму та фазового переходу.

Розрахунок розподілів температур і теплових потоків у біологічній тканині здійснювався методом скінченних елементів, суть якого полягає в тому, що досліджуваний об'єкт розбивається на велику кількість скінченних елементів і в кожному з них шукається значення функції, яке задовольняє заданим диференціальним рівнянням другого порядку з відповідними граничними умовами. Точність розв'язання поставленої задачі залежить від рівня розбиття і забезпечується використанням великої кількості скінченних елементів [28].

Як приклад, на рис.2-3 наведено розподіли температури та ізотермічних поверхонь в об'ємі біологічної тканини тіла людини, на поверхні якої розміщено охолоджуючий елемент при температурі $T = -50^\circ\text{C}$.

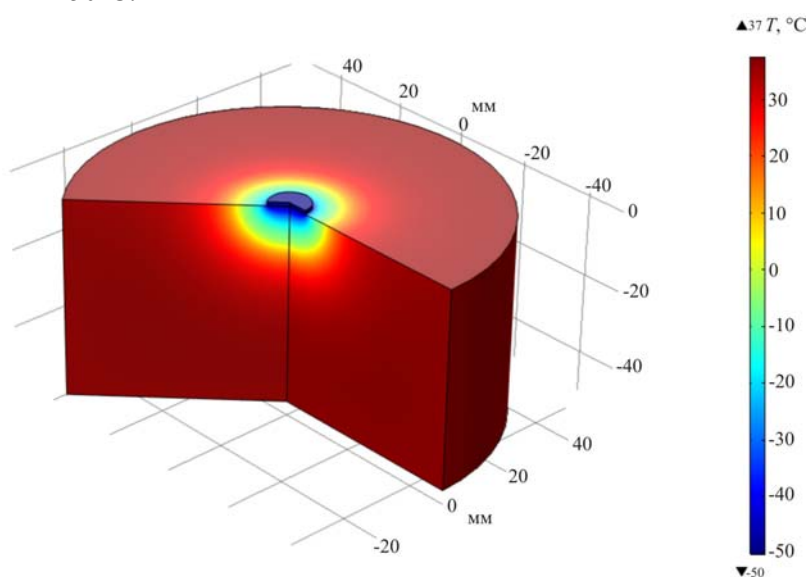


Рис. 2. Розподіл температури в об'ємі біологічної тканини, на поверхні якої знаходиться охолоджуючий елемент при температурі $T = -50^\circ\text{C}$

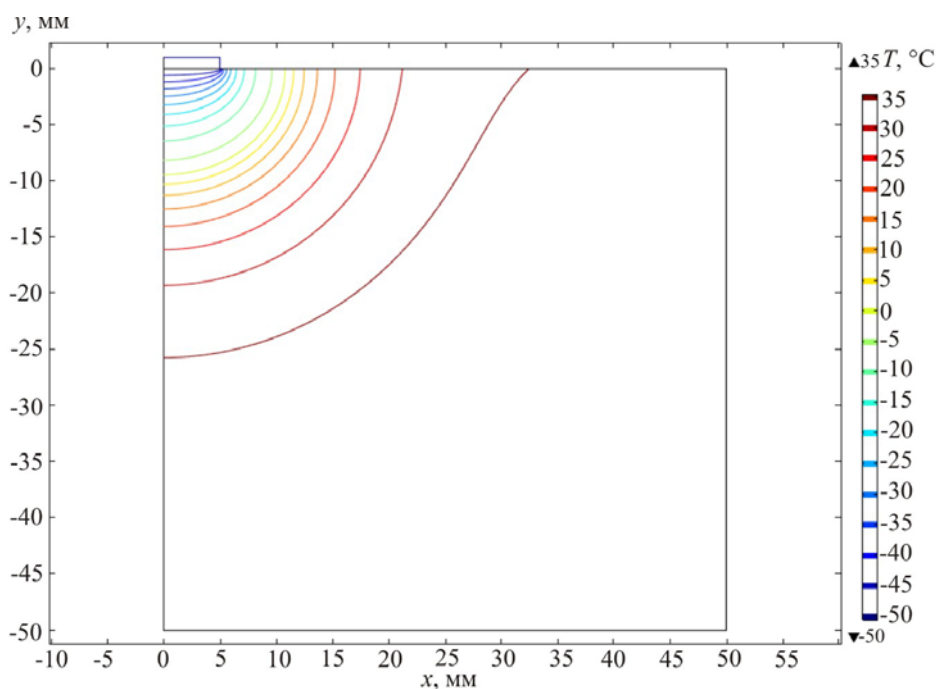


Рис. 3. Ізотермічні поверхні в об'ємі біологічної тканини, на поверхні якої знаходиться охолоджуючий елемент при температурі $T = -50^{\circ}\text{C}$

Результати комп'ютерного моделювання

На рис.4 наведено розподіл температури в розрізі біологічної тканини, на поверхні якої знаходиться охолоджуючий елемент при температурі $T = -50^{\circ}\text{C}$ в момент часу $t = 500$ с. При цьому l_1 – це рівень температури $T = -8^{\circ}\text{C}$ та l_2 – рівень температури $T = -1^{\circ}\text{C}$.

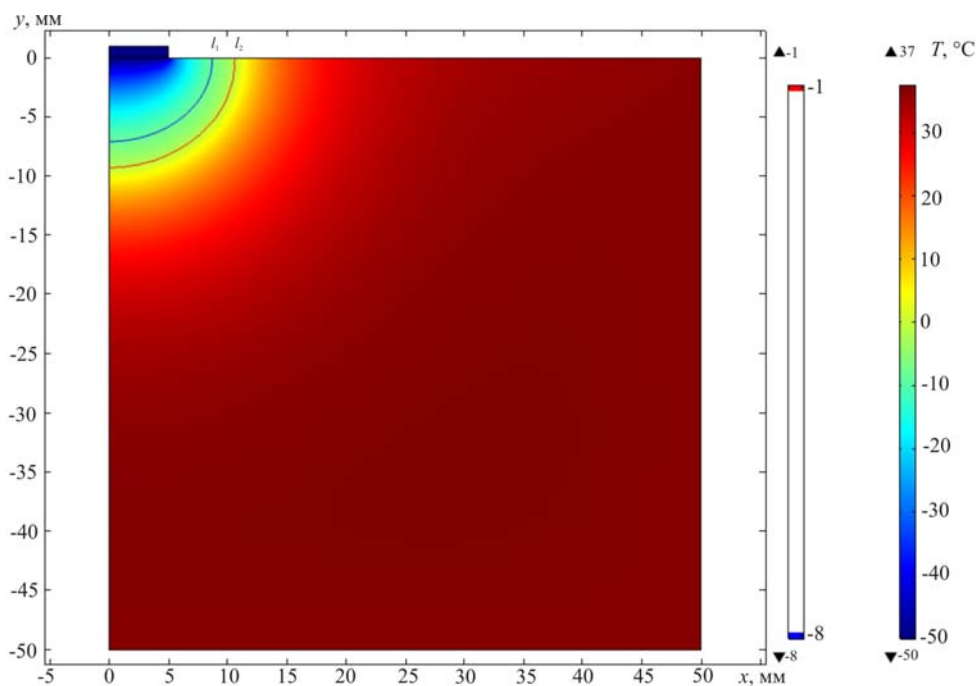


Рис. 4. Розподіл температури в розрізі біологічної тканини, на поверхні якої знаходиться охолоджуючий елемент при температурі $T = -50^{\circ}\text{C}$ в момент часу $t = 500$ с:
 l_1 – рівень температури $T = -8^{\circ}\text{C}$ та l_2 – рівень температури $T = -1^{\circ}\text{C}$

На рис. 5 наведено залежність руху зони фазового переходу (зони кристалізації біологічної тканини) від часу температурного впливу. Із рис. 5 видно, що максимальна глибина промерзання біологічної тканини становить близько $l \approx 10$ мм при температурі охолоджуючого елемента $T = -50^\circ\text{C}$.

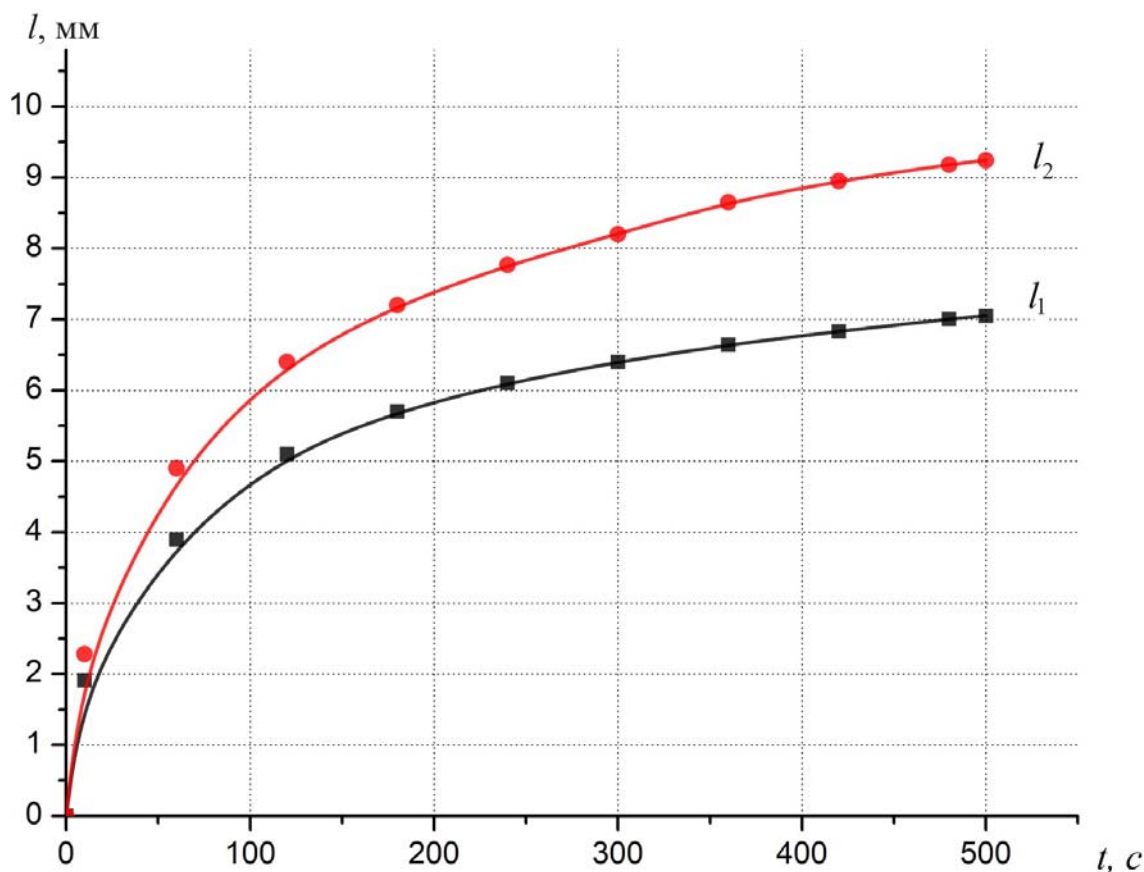


Рис. 5. Залежність руху зони фазового переходу (зони кристалізації біологічної тканини) від часу температурного впливу при температурі охолоджуючого елемента $T = -50^\circ\text{C}$: l_1 – рівень температури $T = -8^\circ\text{C}$ та l_2 – рівень температури $T = -1^\circ\text{C}$

За допомогою комп'ютерного моделювання було визначено залежність глибини промерзання біологічної тканини від температури в різний проміжок часу (рис. 6) та від часу температурного впливу при температурі охолоджуючого елемента $T = -50^\circ\text{C}$ (рис. 7).

З рис. 6, 7 видно, що при $t = 60$ с біологічна тканина охолоджується до температури $T = -10^\circ\text{C}$ на глибині $l \approx 4$ мм, а при $t = 180$ с – на глибині $l \approx 5$ мм та при $t = 480$ с – на глибині $l \approx 7$ мм.

Встановлено, що при збільшенні експозиції температурного впливу досягається глибше охолодження біологічної тканини. Тобто, при тривалому температурному впливі ($T = -50^\circ\text{C}$) можна досягти деструкції відповідної ділянки біологічної тканини.

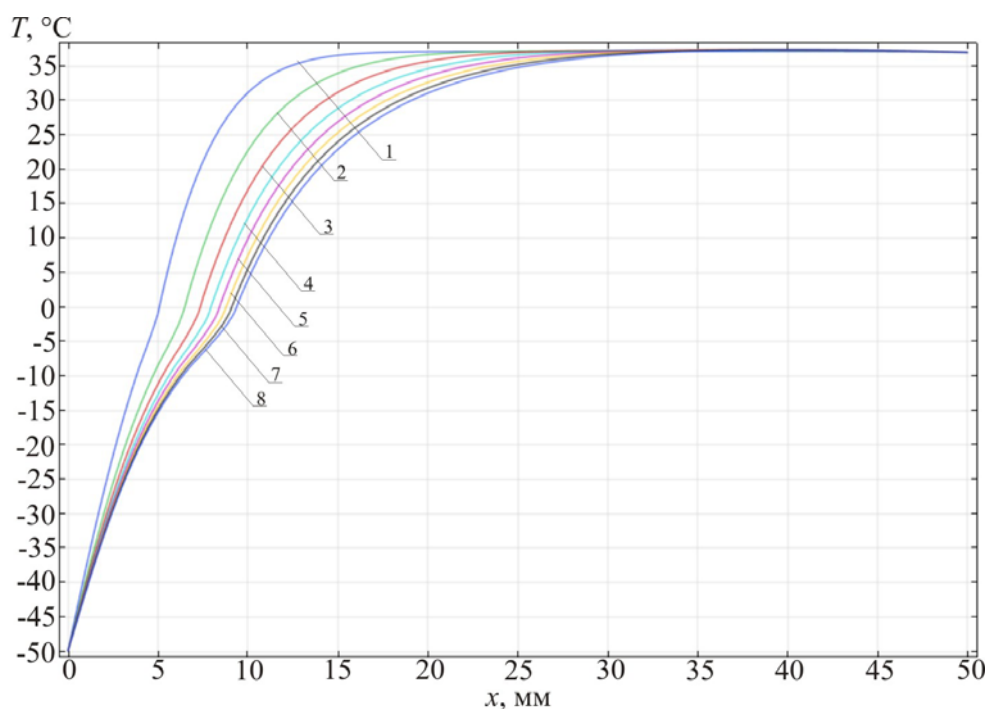


Рис. 6. Розподіл температури у біологічній тканині в різні моменти часу температурного впливу: 1 – $t = 60$ с; 2 – $t = 120$ с; 3 – $t = 180$ с; 4 – $t = 240$ с; 5 – $t = 300$ с; 6 – $t = 360$ с; 7 – $t = 420$ с; 8 – $t = 480$ с.

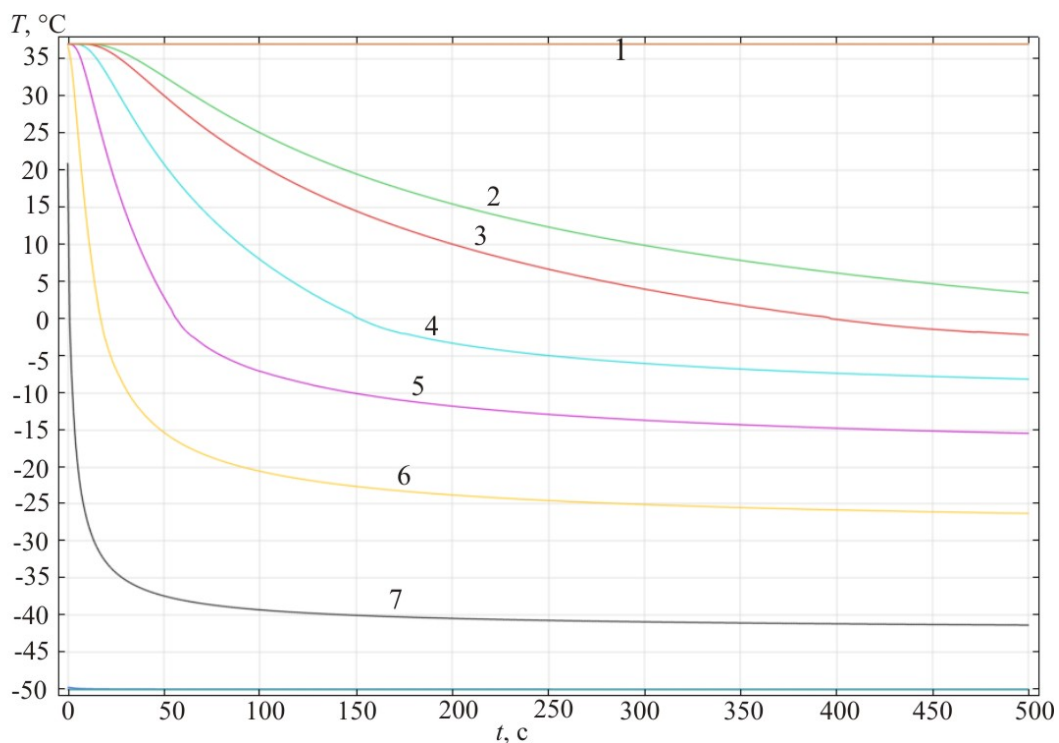


Рис. 7. Часова залежність температури на різній глибині h біологічної тканини при температурі охолоджуючого елемента $T = -50^{\circ}\text{C}$: 1 – $h = 0$; 2 – $h = 1$ мм; 3 – $h = 3$ мм; 4 – $h = 5$ мм; 5 – $h = 7$ мм; 6 – $h = 9$ мм; 7 – $h = 10$ мм.

Таким чином, розроблено методику врахування фазового переходу в біологічній тканині при комп'ютерному моделюванні процесу кріодеструкції, що дає можливість прогнозувати результати локального температурного впливу на біологічну тканину та визначати розподіли температури і теплових потоків у будь-який момент часу при наперед заданій довільній часовій функції зміни температури охолоджуючого елементу $T_f(t)$.

Слід зазначити, що отримані результати дають можливість прогнозувати глибину промерзання біологічної тканини при заданому температурному впливі з врахуванням фазового переходу для досягнення максимального ефекту при проведенні кріодеструкції.

Висновки

1. Розроблено методику врахування фазового переходу в біологічній тканині при комп'ютерному моделюванні процесу кріодеструкції, що дає можливість прогнозувати результати локального температурного впливу на біологічну тканину та визначати розподіли температури і теплових потоків у будь-який момент часу при наперед заданій довільній часовій функції зміни температури охолоджуючого елементу $T_f(t)$.
2. Створено фізичну, математичну та комп'ютерну моделі біологічної тканини, на поверхні якої знаходиться охолоджуючий елемент при температурі $T = -50^{\circ}\text{C}$, з врахуванням теплофізичних процесів, кровообігу, теплообміну, процесів метаболізму та фазового переходу.
3. За допомогою комп'ютерного моделювання визначено розподіли температури і теплових потоків всередині біологічної тканини у режимі охолодження при температурі охолоджуючого елементу $T = -50^{\circ}\text{C}$. Встановлено залежність глибини промерзання біологічної тканини від температури охолоджуючого елементу та часу температурного впливу. Визначено максимальну глибину промерзання біологічної тканини, що становить $l \approx 7-10$ мм при температурі охолоджуючого елементу $T = -50^{\circ}\text{C}$.

Література

1. Анатичук Л.И. Термоэлементы и термоэлектрические устройства: / Л.И. Анатичук // Справочник. -К.: Наук. думка. - 1979. - 768 с.
2. Коленко Е.А. Термоэлектрические охлаждающие приборы. / Е.А. Коленко // Изд. 2-е. - Л.: Наука, 1967. - 283 с.
3. Анатичук Л.І., Денисенко О.І., Кобилянський Р.Р., Каденюк Т.Я., Перепічка М.П. Сучасні методи кріотерапії в дерматологічній практиці // Клінічна та експериментальна патологія. – Том XVI. – №1 (59). – 2017. – С. 150-156.
4. Денков В. На грани жизни / В. Денков // Пер. с болг. И. М. Сабуровой. - М.: «Знание», 1988. - 192 с.
5. Maquyama S., Nakagawa K., Takeda H. The flexible cryoprobe using Peltier effect for heat transfer control, Journal of Biomechanical science and engineering, 2008.- P. 138-150.
6. Коченов В.И. Криохирургическая профилактическая онкология. / В.И. Коченов // Н. Новгород. – 2000. – 56 с.
7. Криологическая профилактическая онкология: краткое учебное и методическое пособие для врачей и студентов / В.И. Коченов; Изд. Организация Нижегородская областная онкологическая ассоциация инвалидов. – 2-е изд., перераб. – Н.Новгород : Б.и., 2003. – 92с.

8. Коченов В.И. Адгезивный эффект в криохирургии./ В.И. Коченов // Реферат в МРЖ.-р. IV.- 1982.-№8.
9. Москалик І.А., Маник О.М. Про використання термоелектричного охолодження у практиці кріодеструкції // Термоелектрика. – № 6. – 2013. – с.84-92.
10. Анатичук Л.І., Денисенко О.І., Кобилянський Р.Р., Каденюк Т.Я. Про використання термоелектричного охолодження в дерматології та косметології // Термоелектрика. – № 3. – 2015. – С. 57-71.
11. Москалик І.А. Про використання термоелектричних приладів у кріохірургії // Фізика і хімія твердого тіла. – №4.- 2015. – с. 742-746.
12. Кобилянський Р.Р., Каденюк Т.Я. Про перспективи використання термоелектрики для лікування захворювань шкіри холодом // Науковий вісник Чернівецького університету: збірник наук. праць. Фізика. Електроніка. – Т. 5, Вип. 1. – Чернівці: Чернівецький національний університет, 2016. – С. 67-72.
13. Анатичук Л.І., Вихор Л.М., Коцур М.П., Кобилянський Р.Р., Каденюк Т.Я. Оптимальне керування часою залежністю температури охолодження в термоелектричних пристроях // Термоелектрика. – № 5. – 2016. – С.5-11.
14. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р., Каденюк Т.Я. Комп'ютерне моделювання локального теплового впливу на шкіру людини // Термоелектрика. – № 1. – 2017. – С.69-79.
15. Анатичук Л.І., Вихор Л.М., Кобилянський Р.Р., Каденюк Т.Я. Комп'ютерне моделювання та оптимізація динамічних режимів роботи термоелектричного приладу для лікування захворювань шкіри // Термоелектрика. – № 2. – 2017. – С.44-57.
16. Анатичук Л.І., Вихор Л.М., Кобилянський Р.Р., Каденюк Т.Я., Зварич О.В. Комп'ютерне моделювання та оптимізація динамічних режимів роботи термоелектричного приладу для рефлексотерапії // Термоелектрика. – № 3. – 2017. – С.68-78.
17. Анатичук Л.І., Вихор Л.М., Кобилянський Р.Р., Каденюк Т.Я. Комп'ютерне моделювання та оптимізація динамічних режимів роботи термоелектричного приладу для кріодеструкції // Фізика і хімія твердого тіла. – Т.18. – № 4. – 2017. – С. 455-459.
18. L. Anatyshuk, L. Vikhor, M. Kotsur, R. Kobylanskyi, T. Kadeniuk. Optimal Control of Time Dependence of Temperature in Thermoelectric Devices for Medical Purposes // International Journal of Thermophysics". – International Journal of Thermophysics (2018) 39:108. <https://doi.org/10.1007/s10765-018-2430-z>.
19. Анатичук Л.І., Вихор Л.М., Кобилянський Р.Р., Каденюк Т.Я. Комп'ютерне моделювання локального температурного впливу на шкіру людини у динамічному режимі // Вісник Національного університету „Львівська політехніка”. Серія: Фізико-математичні науки. – Львів : Видавництво Львівської політехніки. – № 898. – 2018. – С. 78-82.
20. Pennes H.H. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting forearm *J. Appl. Physiol.* 1948. Vol. 1. no. 2. P. 93 – 122.
21. S.C. Jiang, N. Ma, H.J. Li and X.X. Zhang, Effects of Thermal Properties and Geometrical Dimensions on Skin Burn Injuries, *Burns* 28, 713 – 717 (2002).
22. M.P. Cetingul, C. Herman, Identification of Skin Lesions from the Transient Thermal Response Using Infrared Imaging Technique, *IEEE*, 1219 – 1222 (2008).
23. M. Ciesielski, B. Mochnecki and R. Szopa, Numerical Modeling of Biological Tissue Heating. Admissible Thermal Dose, *Scientific Research of the Institute of Mathematics and Computer Science* 1 (10), 11 – 20 (2011).
24. Florin Filipoiu, Andrei Ioan Bogdan and Iulia Maria Carstea, Computer-Aided Analysis of the

- Heat Transfer in Skin Tissue, Proceedings of the 3rd WSEAS Int. Conference on Finite Differences - Finite Elements - Finite Volumes - Boundary Elements, 2010, p. 53 – 59.
25. Daniela Carstea, Ion Carstea and Iulia Maria Carstea, Interdisciplinarity in Computer-Aided Analysis of Thermal Therapies, WSEAS Transactions on Systems and Control 6 (4), 115 – 124 (2011).
26. Z.S. Deng, J. Liu. Numerical simulation of selective freezing of target biological tissues following injection of solutions with specific thermal properties // Cryobiology 50 (2005) 183-192.
27. Han Liang Lim, Venmathi Gunasekaran. Mathematical Modeling of Heat Distribution during Cryosurgery // <https://isn.ucsd.edu/last/courses/beng221/problems/2011/project10.pdf>.
28. COMSOL Multiphysics User's Guide // COMSOLAB. 2018. 710 p.

Надійшла до редакції 21.03.2019

Анатичук Л.І. *акад. НАН України*^{1,2}
Кобылянський Р.Р. *канд. физ.-мат. наук*^{1,2},
Федорів Р.В.²

¹Інститут термоелектричества НАН і МОН України, ул. Науки, 1,
Черновці, 58029, Україна, *e-mail: anatyck@gmail.com*;

²Черновицький національний університет
ім. Юрія Федьковича, ул. Коцюбинського, 2,
Черновці, 58012, Україна

В роботі приведена методика урахування фазового переходу в біологічній тканині при комп'ютерному моделюванні процесу криодеструкції. Побудовані фізична, математична і комп'ютерна моделі біологічній тканині з урахуванням теплофізичних процесів, кровообігу, теплообміну, процесів метаболізму і фазового переходу. Як приклад, розглянуто випадок, коли на поверхні біологічній тканині знаходиться охолоджуючий елемент при температурі - 50 С. Визначено розподіл температури і теплових потоків в біологічній тканині в режимі охолодження. Отримані результати дають можливість прогнозувати глибину промерзання біологічній тканині при заданій температурній впливі. Бібл. 28, рис. 7, табл. 1.

Ключові слова: біологічна тканина, температурний вплив, криодеструкція, фазовий перехід, комп'ютерне моделювання.

Anatychuk L.I. *acad. National Academy of Sciences of Ukraine*^{1,2},
Kobylianskyi R.R. *Candidate Phys.-math. Sciences*^{1,2},
Fedoriv R.V.²

¹Institute of Thermoelectricity of the NAS and MES of Ukraine,
1, Nauky str., Chernivtsi, 58029, Ukraine;

²Yu.Fedkovych Chernivtsi National University,
2, Kotsiubynskyi str., Chernivtsi, 58012, Ukraine

METHOD FOR TAKING INTO ACCOUNT THE PHASE TRANSITION IN BIOLOGICAL TISSUE DURING COMPUTER-AIDED SIMULATION OF CRYODESTRUCTION PROCESS

The paper presents a method for taking into account the phase transition in biological tissue during computer-aided simulation of cryodestruction process. The physical, mathematical and computer models of biological tissue are constructed with regard to thermophysical processes, blood circulation, heat transfer, metabolic processes and the phase transition. As an example, we consider the case when there is a cooling element on the surface of biological tissue at a temperature of -50 ° C. The temperature and heat flux distributions in biological tissue are determined in cooling mode. The results obtained make it possible to predict the depth of freezing of biological tissue at a given temperature exposure. Bibl. 28, Fig. 7, table. 1.

Key words: biological tissue, temperature exposure, cryodestruction, phase transition, computer simulation.

References

1. Anatychuk L.I. (1979). *Termoelementy i termoelektricheskiie ustroistva. Spravochnik [Thermoelements and thermoelectric devices. Reference book]*. Kyiv: Naukova Dumka [in Russian].
2. Kolenko E.A. (1967). *Termoelektricheskiie okhlazhdaiushchiie pribory [Thermoelectric cooling devices. 2nd ed. Leningrad: Nauka [in Russian]*.
3. Anatychuk L.I., Denisenko O.I., Kobylianskyi R.R., Kadeniuk T.Ya., Perepichka M.P. (2017). Modern methods of cryotherapy in dermatological practice. *Klinichna ta eksperymental'na patologiia - Clinical and experimental pathology*, XVI, (59), 150-156.
4. Denkov V. (1988). *At the edge of life*. Moscow: Znaniie [Russian transl.]
5. Maruyama S., Nakagawa K., Takeda H. (2008). The flexible cryoprobe using Peltier effect for heat transfer control. *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, 138-150.
6. Kochenov V.I. (2000). *Kriokhirurgicheskaiia profilakticheskaiia onkologiia [Cryosurgical preventive oncology]*. Nizhnii Novgorod [in Russian].
7. Kochenov V.I. (2003). *Kriologicheskaiia profilakticheskaiia onkologiia: kratkoie uchebnoie I metodicheskooie posibiie dlia vrachei i studentov [Cryological preventive oncology: brief educational and methodological manual for doctors and students]*. 2nd revised ed. Nizhnii Novgorod [in Russian].
8. Kochenov V.I. (1982). Adhesive effect in cryosurgery. *Abstract in the International Abstract Journal*, IV, 8.

9. Moskalyk, I.A., Manyk O.M. (2013). On the use of thermoelectric cooling in cryodestruction practice. *J.Thermoelectricity*, 6, 84-92.
10. Anatyshuk L.I., Denisenko O.I., Kobylianskyi R.R., Kadaniuk T.Ya. (2015). On the use of thermoelectric cooling in dermatology and cosmetology. *J.Thermoelectricity*, 3, 57-71.
11. Moskalyk I.A. (2015). On the use of thermoelectric devices in cryosurgery. *Physics and Chemistry of the Solid State*, 4, 742-746.
12. Kobylianskyi R.R., Kadaniuk T.Ya. (2016) Pro perspektyvy vykorystannia termoelektryky dlia likuvannia zakhvoriuvan shkiry kholodom [On the prospects of using thermoelectricity for treatment of skin diseases with cold]. *Naukovy visnyk Chernivetskogo universitetu: zbirnyk naukovykh prats. Fyzyka. Elektronika - Scientific Bulletin of Chernivtsi University: Collection of Scientific Papers. Physics. Electronics*, 5, 1, 67 – 72 [in Ukrainian].
13. Anatyshuk L.I., Vikhor L.M., Kotsur M.P., Kobylianskyi R.R., Kadaniuk T.Ya. (2016). Optimal control of time dependence of cooling temperature in thermoelectric devices. *J.Thermoelectricity*, 5, P. 5-11.
14. Anatyshuk L.I., Kobylianskyi R.R., Kadaniuk T.Ya. (2017). Computer simulation of local thermal effect on human skin. *J.Thermoelectricity*, 1, 69-79.
15. Anatyshuk L.I., Vikhor L.M., Kobylianskyi R.R., Kadaniuk T.Ya. (2017). Computer simulation and optimization of the dynamic operating modes of thermoelectric device for treatment of skin diseases. *J.Thermoelectricity*, 2, 44-57.
16. Anatyshuk L.I., Vikhor L.M., Kobylianskyi R.R., Kadaniuk T.Ya., Zvarich O.V. (2017). Computer simulation and optimization of the dynamic operating modes of thermoelectric device for reflexotherapy. *J.Thermoelectricity*, 3, 68-78.
17. Anatyshuk L.I., Vikhor L.M., Kobylianskyi R.R., Kadaniuk T.Ya. (2017). Computer simulation and optimization of the dynamic operating modes of thermoelectric device for cryodestruction. *Physics and Chemistry of the Solid State*, 18 (4), 455-459.
18. Anatyshuk L., Vikhor L., Kotsur M., Kobylianskyi R., Kadaniuk T. (2018). Optimal control of time dependence of temperature in thermoelectric devices for medical purposes. *International Journal of Thermophysics* 39:108. <https://doi.org/10.1007/s10765-018-2430-z>.
19. Anatyshuk L.I., Vikhor L.M., Kobylianskyi R.R., Kadaniuk T.Ya. (2018). Kompiuterne modeliuвання lokalnogo temperaturnogo vplyvu na shkiru liudyny v dynamichnomu rezhymi [Computer simulation of local temperature effect on human skin in the dynamic mode]. *Visnyk Natsionalnogo universitetu "Lvivska Politechnica". Physical and mathematical sciences – Bulletin of National university "Lvivska Politechnica." Physical and mathematical sciences*. Lviv: Lvivska Politechnical Publ., 898, 78-82.
20. Pennes H.H. (1948). Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting forearm. *J. Appl. Physiol.* 1(2), 93 – 122.
21. Jiang S.C., Ma N., Li H.J. and Zhang X.X. (2002). Effects of thermal properties and geometrical dimensions on skin burn injuries. *Burns* 28, 713 – 717.
22. Cetingul M.P., Herman C. (2008). Identification of skin lesions from the transient thermal response using infrared imaging technique. *IEEE*, 1219 – 1222.
23. Ciesielski M., Mochnacki B. and Szopa R. (2011). Numerical modeling of biological tissue heating. Admissible thermal dose. *Scientific Research of the Institute of Mathematics and Computer Science* 1 (10), 11 – 20.
24. Filipoiu Florin, Bogdan Andrei Ioan and Carstea Iulia Maria (2010). Computer-aided analysis of the heat transfer in skin tissue. *Proceedings of the 3rd WSEAS Int. Conference on Finite*

Differences - Finite Elements - Finite Volumes - Boundary Elements, 53 – 59.

25. Carstea Daniela, Carstea Ion and Carstea Iulia Maria Carstea (2011). Interdisciplinarity in computer-aided analysis of thermal therapies. *WSEAS Transactions on Systems and Control*, 6 (4), 115 – 124.
26. Deng Z.S., Liu J. (2005). Numerical simulation of selective freezing of target biological tissues following injection of solutions with specific thermal properties. *Cryobiology*, 50, 183-192.
27. Han Liang Lim, Venmathi Gunasekaran. Mathematical modeling of heat distribution during cryosurgery // <https://isn.ucsd.edu/last/courses/beng221/problems/2011/project10.pdf>.
28. COMSOL Multiphysics User's Guide (2018). COMSOLAB.

Submitted 21.03.2019