

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
ФАКУЛЬТЕТ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ
КАФЕДРА БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ**

До захисту допущено:
Завідувач кафедри
_____ Владислав ШЛИКОВ
(підпис)

“ ____ ” _____ 2025р.

**Дипломна робота
на здобуття ступеня бакалавра
за освітньо-професійною програмою «Медична інженерія»
спеціальності 163 «Біомедична інженерія»
на тему: «Моделювання абляції пухлини печінки в програмному
забезпеченні COMSOL»**

Виконала:

студентка IV курсу, групи БМ-12
Ходаніцька Вікторія Ігорівна

_____ (підпис)

Керівник:

проф. кафедри БМІ, д.т.н.,
Лебедев Олексій Володимирович

_____ (підпис)

Рецензент:

к.мед.н., ст. викл. каф. ББЗЛ,
Лазарев Ігор Альбертович

_____ (підпис)

Засвідчую, що у цій дипломній роботі
немає запозичень з праць інших авторів
без відповідних посилань.

Студент _____
(підпис)

Київ – 2025

**Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»**

Факультет біомедичної інженерії

Кафедра біомедичної інженерії

Рівень вищої освіти	Перший (бакалаврський)
Спеціальність 163	«Біомедична інженерія»
Освітньо-професійна програма	«Медична інженерія»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____ Владислав ШЛИКОВ

(підпис)

ЗАВДАННЯ

на дипломну роботу студенту

Ходаніцької Вікторії Ігорівни

1. Тема роботи: Моделювання абляції пухлини печінки в програмному забезпеченні COMSOL, керівник роботи Лебедев Олексій Володимирович, проф. кафедри БМІ, д.т.н, затвержені наказом по університету від «26» травня 2025 р. № 1758-с.
2. Термін подання студентом роботи 13 червня 2025 р.
3. Вихідні дані до роботи: наукова література; програмне забезпечення COMSOL Multiphysics.
4. Зміст дипломної роботи: опрацювати літературні джерела, взяти за основу професійно зроблений приклад абляції пухлини печінки з програмного забезпечення COMSOL.

5. Перелік ілюстративного матеріалу: таблиці, рисунки.

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
4	Демчук Г.В. доцент кафедри «Охорона праці, промислової та цивільної безпеки»		

7. Дата видачі завдання 14 квітня 2025р.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	Огляд літератури за тематикою роботи	14.04 - 20.04.2025	
2	Пошук моделі абляції пухлини	20.05 – 23.06.2025	
3	Ознайомлення з програмою COMSOL	23.04 – 25.04.2025	
4	Побудова моделі у COMSOL	25.04 – 31.05.2025	
5	Оформлення розділу з «Охорони праці»	29.04 – 03.06.2025	
6	Оформлення ДР	31.05 – 11.06.2025	
7	Здача роботи на нормоконтроль	13.06.2025	
8	Отримання рецензії та відгуку	13.06.2025	
9	Подання документів на захист та оформлення презентації	13.06.2025	
10	Захист ДР	18.06.2025	

Студент

(підпис)

Вікторія ХОДАНІЦЬКА

(Власне ім'я, прізвище)

Керівник роботи

(підпис)

Олексій ЛЕБЕДЄВ

(Власне ім'я, прізвище)

АНОТАЦІЯ

Тема дипломної роботи: «Моделювання абляції пухлини печінки в програмному забезпеченні COMSOL».

Обсяг роботи становить 80 сторінок, міститься 57 ілюстрацій, 14 таблиць. Загалом опрацьовано 28 джерела.

Актуальність: абляція пухлин печінки є одним із ключових мінімально інвазивних методів лікування нерезектабельних новоутворень. Однак досягнення повного некрозу пухлини при мінімальному пошкодженні здорових тканин залишається складним завданням, особливо через нерівномірність зони ураження, створюваної стандартними інструментами, та вплив "ефекту тепловідводу" поблизу великих судин. Перед лікарем постає завдання вибору оптимальних параметрів процедури (потужності, часу) та конструкції інструменту для кожного конкретного випадку. Для вирішення цього завдання запропоновано розробити мультифізичну модель процесу абляції, що дозволить дослідити вплив різних конфігурацій електродів та режимів їх роботи на кінцевий результат.

Метою роботи є розробка та дослідження і вдосконалення запозиченої мультифізичної моделі процесу радіочастотної абляції пухлини печінки в програмному середовищі COMSOL Multiphysics для визначення оптимальних параметрів процедури та конструкції інструменту.

Для досягнення мети поставлено наступні задачі:

- огляд літератури за тематикою роботи;
- вибір електротеплових властивостей тканин для моделювання гарантованого знищення пухлини;
- визначення оптимальних розмірів та конструкції інструменту;
- порівняння ефективності різних варіантів абляції.

Ключові слова: абляція пухлини печінки, COMSOL Multiphysics, радіочастотна абляція, мультифізичне моделювання, рівняння біотеплопереносу Пеннеса, чотириплечий електрод, восьмиплечий електрод.

ABSTRACT

Thesis Topic: «Modeling of liver tumor ablation in COMSOL software».

The work volume is 80 pages, containing 57 illustrations and 14 tables. A total of 28 sources were processed.

Relevance of the work. Liver tumor ablation is one of the key minimally invasive methods for treating non-resectable neoplasms. However, achieving complete tumor necrosis with minimal damage to healthy tissues remains a complex task, especially due to the non-uniformity of the lesion zone created by standard instruments and the "heat-sink effect" near large blood vessels. The physician is faced with the task of selecting optimal procedure parameters (power, time) and instrument design for each specific case. To solve this problem, it is proposed to develop a multiphysics model of the ablation process, which will allow for the investigation of the influence of different electrode configurations and their operating modes on the final result.

The aim of the work is the development, research, and improvement of an adopted multiphysics model of the radiofrequency ablation process of a liver tumor in the COMSOL Multiphysics software environment to determine the optimal parameters for the procedure and instrument design.

To achieve this goal, the following tasks were set:

- review of the literature on the topic;
- selection of electro-thermal properties of tissues for modeling guaranteed tumor destruction;
- determination of the optimal dimensions and design of the instrument;
- comparison of the effectiveness of different ablation options.

Keywords: liver tumor ablation, COMSOL Multiphysics, radiofrequency ablation, multiphysics modeling, Pennes' bioheat equation, four-tine electrode, eight-tine electrode.

ЗМІСТ

СПИСОК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ	8
ВСТУП.....	9
РОЗДІЛ 1. ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА	11
1.1 Суть процесу абляції пухлини печінки	11
1.2 Метод абляції.....	12
1.2.1 Мікрохвильова абляція	14
1.2.2 Кріоабляція	15
1.2.3 Незворотня електропорація	16
1.3 Показання і протипоказання до проведення абляції пухлини печінки ..	17
1.3.1 Показання до застосування.....	17
1.3.2 Протипоказання до застосування	18
1.4 Метод керування зображенням	21
1.5 Обґрунтування вибору програмного забезпечення для абляції пухлини	26
Висновок до розділу 1.....	28
РОЗДІЛ 2. ОБҐРУНТУВАННЯ МЕТОДІВ МОДУЛЯ	29
2.1 Вибір фізичних процесів для моделювання.....	29
2.2 Пристрої для абляції	30
2.2.1 Електрод радіочастотної абляції	32
2.3 Вибір геометрії та параметрів матеріалів	33
Висновок до розділу 2.....	34
РОЗДІЛ 3. РОЗРОБКА МУЛЬТИФІЗИЧНОЇ МОДЕЛІ	35
3.1 Побудова геометрії моделі в COMSOL.....	35
3.2 Огляд моделей абляції	41
3.3 Огляд моделі зі збільшеним електродом 0,56 мм.....	42
3.3.1 Механічні джерела небезпечних і шкідливих виробничих факторів	42

3.3.2 Модель абляції при напрузі 22 В і 10 хвилин	45
3.3.3 Модель абляції при напрузі 33 В і 15 хвилин	48
3.4 Огляд моделі з великою кількістю електродів	52
3.4.1 Модель абляції з 8 електродами при напрузі 10 В і 5 хвилин	52
3.4.2 Модель абляції з 8 електродами при напрузі 22 В і 10 хвилин	56
3.4.3 Модель абляції з 8 електродами при напрузі 33 В і 15 хвилин	61
3.5 Спільні висновки	65
Висновок до розділу 3	67
РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ.....	68
4.1 Характеристика приміщення	68
4.2 Оцінка небезпечних та шкідливих факторів	70
4.3 Аналіз безпеки ураження електричним струмом	71
4.4 Пожежна безпека	73
4.2.4 Безпека щодо впливу радіочастотної (РЧ) енергії	74
Висновок до розділу 4.....	75
ВИСНОВКИ	76
СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ	78

СПИСОК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

- РЧ – Радіочастотна
- МХ – Мікрохвильова
- СПТ – Стереотаксична променева терапія
- РЧА – Радіочастотна абляція
- ГЦК – Гепатоцелюлярна карцинома
- НЕ – Незворотна електропорація
- ЛКЗ – Латеральна колатеральна зв'язка
- FLR – Future Live Remnant
- TACE – Трансартеріальна хемоболізація
- МКРР – Метастаз коло ректального раку
- МНВ – Міжнародне нормалізоване відношення
- КТ – Комп'ютерна томографія
- HIFU – High-Intensity Focused Ultrasound
- МРТ – Магнітно-резонансна томографія

ВСТУП

Абляція пухлин печінки є сучасним і широко застосовуваним методом лікування онкологічних захворювань, що дозволяє зруйнувати злоякісні клітини без необхідності відкритого хірургічного втручання. Цей метод, зокрема радіочастотна абляція, є терапією першого вибору для пацієнтів з ранніми стадіями гепатоцелюлярної карциноми, які не підлягають хірургічній резекції, а також у разі метастатичних уражень печінки.

Ефективність процедури значною мірою визначається досягненням повного некрозу пухлинної тканини. Однак цьому можуть заважати низка чинників, таких як ефект тепловідводу поблизу великих кровоносних судин або нерівномірний розподіл температури при використанні стандартних електродів. Неповна абляція суттєво підвищує ризик локального рецидиву захворювання, що ускладнює клінічне прийняття рішень щодо параметрів проведення процедури.

У зв'язку з цим актуальним є завдання розробки математичної моделі процесу абляції, яка дозволяє досліджувати розподіл температури та прогнозовану зону ураження за різних умов. Такий підхід сприяє підвищенню ефективності й безпеки лікування.

Запропонована модель орієнтована на використання в медичних закладах, зокрема лікарями-хірургами. Вона дозволяє розраховувати навантаження, визначати оптимальний режим абляції залежно від розміру та розташування пухлини, а також прогнозувати досягнення повного некрозу тканин.

Наукова новизна роботи полягає у використанні інтегрованого середовища COMSOL Multiphysics, яке охоплює всі етапи моделювання: від побудови геометрії, задання фізичних властивостей і процесів, до налаштування параметрів розв'язання задачі та аналізу результатів. Це

забезпечує високу точність та надійність отриманих даних, що є надзвичайно важливим для медичного застосування.

Метою роботи є розробка та дослідження і вдосконалення запозиченої мультифізичної моделі процесу радіочастотної абляції пухлини печінки в програмному середовищі COMSOL Multiphysics для визначення оптимальних параметрів процедури та конструкції інструменту.

Для досягнення мети поставлено наступні задачі:

1. Опрацювання літературних джерел.
2. Вибір електротеплових властивостей тканин для моделювання гарантованого знищення пухлини.
3. Порівняння ефективності різних варіантів абляції.

РОЗДІЛ 1. ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Суть процесу абляції пухлини печінки

Абляція – це метод руйнування або видалення тканини, органу або чужорідного тіла з об'єкта шляхом випаровування, сколювання або інших фізичних або хімічних впливів. У медицині, зокрема, абляція може означати видалення тканини за допомогою спеціальних інструментів [1]. На рисунку 1.1 зображена абляція пухлини печінки.

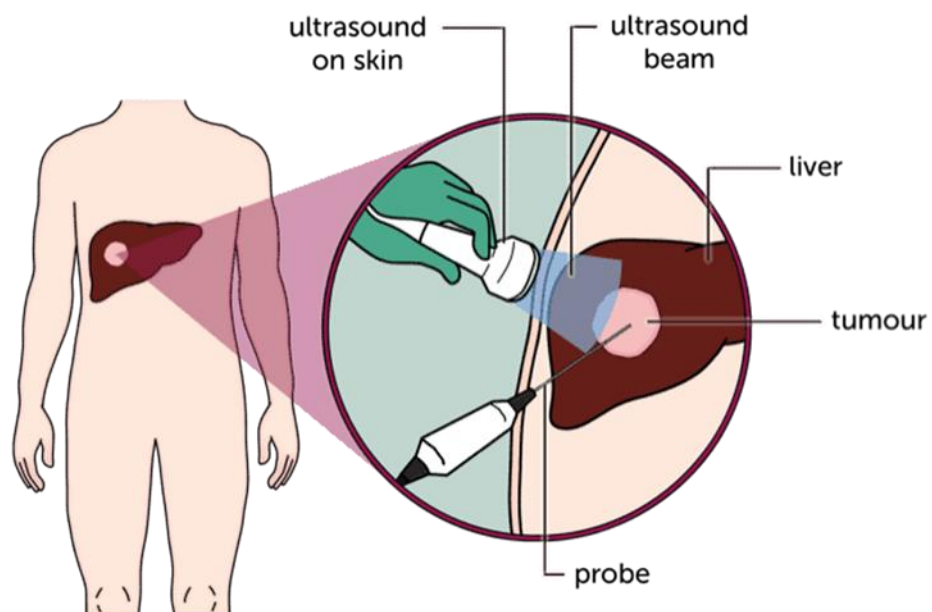


Рисунок 1.1 – Абляція пухлини печінки [2]

Абляція пухлин печінки являє собою метод лікування, спрямований на знищення ракових клітин без необхідності хірургічного видалення пухлини. Цей процес досягається шляхом застосування різних видів енергії безпосередньо до пухлини, що призводить до її руйнування.

Абляція пухлини в широкому сенсі визначається як руйнування вогнищевих пухлин шляхом прямого застосування хімічних речовин або

енергії. Терапія абляції пухлин здійснюється за допомогою голкоподібних аплікаторів і може бути широко класифікована на системи, засновані на хімічній (переважно етанолі та оцтовій кислоті) та тепловій або нетепловій енергії. Найбільш широко застосовувані методи термічної абляції в печінці включають радіочастотну (РЧ), мікрохвильову (МХ), лазерну, кріоабляційну та незворотна електропорація.

Абляція пухлини печінки стала загальноприйнятим інструментом у лікуванні онкологічних пацієнтів зі все більш складними захворюваннями. Абляційні методи лікування можуть використовуватися окремо, у поєднанні з іншими абляційними методами лікування або в комбінації з іншими онкологічними стратегіями лікування, такими як хірургічне втручання, неoad'ювантна та ад'ювантна хіміотерапія, зовнішня променева та стереотаксична променева терапія тіла, а також артеріальна терапія, спрямована на печінку, включаючи емболізацію м'яких тканин, хемоемболізацію та/або радіоемболізацію при лікуванні як первинних, так і вторинних злоякісних новоутворень печінки [3, 20].

1.2 Метод абляції

Радіочастотна абляція може досягти повної швидкості абляції 90–99% для пухлин діаметром ≤ 5 см та найвищої швидкості абляції для пухлин діаметром ≤ 3 см. Зі збільшенням розміру цільової пухлини повна швидкість абляції зменшується. Це пояснюється тим, що під час застосування РЧА, зі збільшенням відстані між аплікаторами, що генерується тепло, різко зменшується. Окрім розміру пухлини, відстань між цільовою пухлиною та великими кровоносними судинами (судинами діаметром ≥ 3 мм) також впливатиме на повну швидкість абляції. Це пояснюється тим, що кровотік у цих великих кровоносних судинах відводитиме тепло від цільової пухлини.

Це явище називається «ефектом тепловідведення». Деякі сучасні стратегії можуть успішно зменшити охолодження тканин, спричинене

перфузією, під час термічної абляції. Однією з таких стратегій є маневр Прінгла, який може спричинити тимчасову оклюзію кровоносних судин. Однак цей метод вимагає лапаротомії, що, очевидно, втрачає важливу перевагу мінімально інвазивного методу черезшкірної абляції. Селективна ендovasкулярна балонна оклюзія або ін'єкція емболічних агентів (таких як частинки желатинової губки) також може бути розглянута для лікування складних випадків. Однак реалізація цих стратегій вимагає додаткового технічного досвіду та тривалого часу операції [3]. На рисунку 1.2 зображені різні технології та принципи абляції.

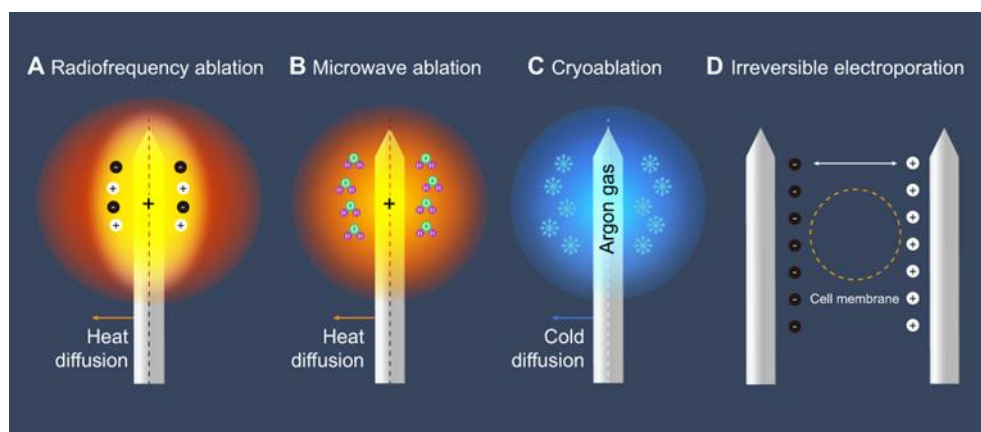


Рисунок 1.2 – Різні технології та принципи абляції [4]

Виходячи з ідеї покращення розподілу та глибини відкладення енергії, наразі існує різноманітна конструкція радіочастотних електродів. Крім того, радіочастотні генератори можуть передавати радіочастотну енергію різної амплітуди та частоти, застосовуючи різні алгоритми імпульсації, використовуючи системи перемикання кількох електродів та приймаючи різні режими потужності. Поширені радіочастотні електроди, що використовуються в клінічній практиці, включають кластерні електроди, перфузійні електроди, електроди з внутрішнім охолодженням, розширювані електроди та регульовані абляційні електроди. Основною метою розробки цих різних електродів є розширення зони коагуляції, скорочення часу абляції та адаптація до різних форм та розташування пухлини, щоб максимізувати повну швидкість абляції. Однак досі немає єдиного індексу кінцевих точок

або методу розрахунку для оцінки вищезгаданих електродів. Фактично, клініцисти не переймаються вибором електродів. Ключовою конкурентоспроможністю кожного типу радіочастотного електрода є повторюваність та точність зони абляції. На рисунку 1.3 зображені різні методи та пристрої для радіочастотної абляції.

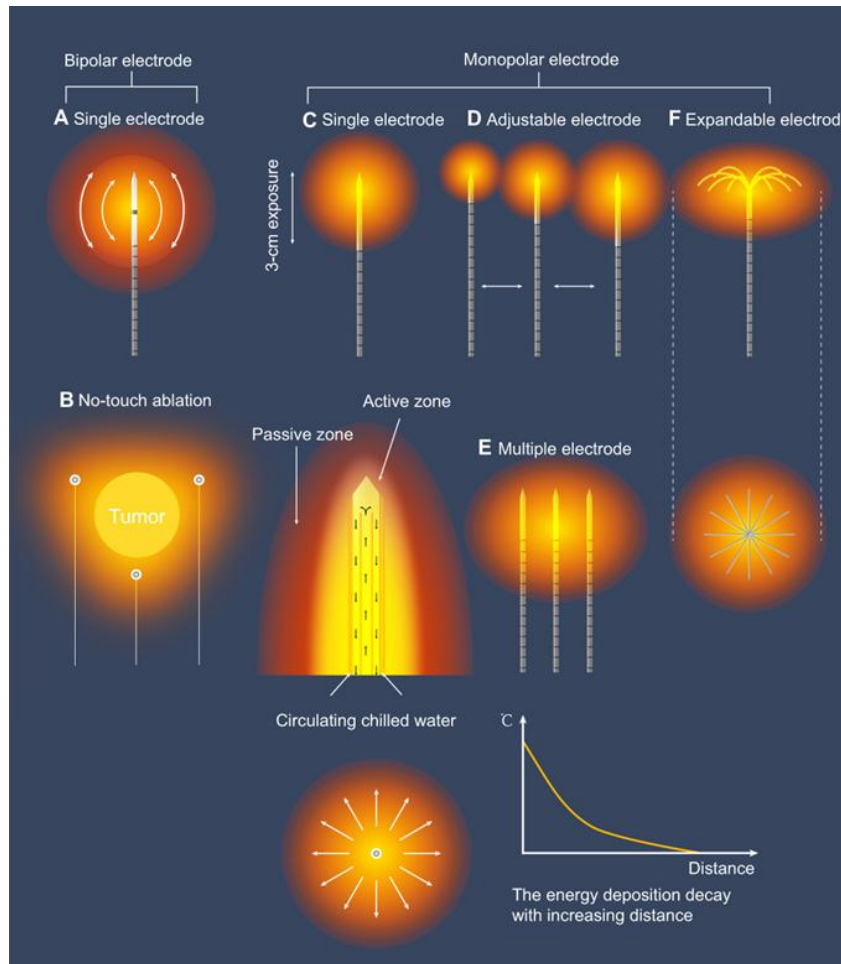


Рисунок 1.3 – Різні методи та пристрої для радіочастотної абляції [5]

1.2.1 Мікрохвильова абляція

Нове покоління обладнання для мікрохвильової абляції, яке поєднує в собі антену з внутрішнім охолодженням, потужну передачу та кілька антен, широко використовується в усьому світі. Застосування технології мікрохвиль (МХ) дозволяє тканинам досягати вищої температури за короткий проміжок часу для отримання більших зон абляції. Це долає обмеження малої зони абляції технології RFA та зменшує потенційний ризик високого рівня

рецидивів пухлини, спричиненого «ефектом тепловідведення», що створюється сусідніми великими кровоносними судинами. Порівняно з РЧ, МХ є більш перспективним завдяки своїй вищій тепловій ефективності. Наразі МХ вже використовується для лікування цільових пухлин діаметром ≥ 5 см. Однак у клінічній практиці, хоча МХ має перевагу абляції більшої площі тканини за короткий час, його локальний контрольний ефект для ранньої стадії ГЦК подібний до ефекту РЧА. Метааналіз 16 досліджень за участю 2062 пацієнтів показав, що як мультимаркерна абляція, так і радіочастотна абляція (РЧ) можуть бути ефективними місцевими методами лікування пацієнтів з ГЦК на ранній стадії, оскільки між ними немає суттєвої різниці з точки зору локальної швидкості прогресування пухлини, загальної виживаності, виживаності без захворювання та частоти побічних ефектів. Але очевидно, що МХ має деякі переваги над РЧА, такі як швидша швидкість абляції, короткий час абляції, менший біль, менший «ефект тепловідведення», можливість одночасного лікування кількох цільових пухлин кількома аплікаторами та можливість лікування цільових пухлин діаметром 3–5 см. Тому, коли діаметр цільової пухлини ≥ 3 см або розташування цільової пухлини близько до великих кровоносних судин, МХ слід надавати пріоритет. Що стосується переваг для виживання, немає достатніх доказів, щоб довести, що МХ має кращий лікувальний ефект, ніж РЧ. Переваги двох методів для виживання вимагають подальших порівняльних досліджень [6].

1.2.2 Кріоабляція

Основною перевагою кріоабляції є те, що при використанні ультразвукового дослідження або комп'ютерної томографії для контролю зображення контур «крижаної кулі» може бути чітко зображений для візуалізації зони абляції. Однак загальний рівень ускладнень кріоабляції сягає 50%, і існують рідкісні та серйозні ускладнення порівняно з термічною

абляцією, такі як МХ та РЧА, такі як холодний шок, зниження кількості тромбоцитів та кровотеча. Крім того, рівень смертності, пов'язаний з процедурами кріоабляції, є відносно високим. Тому лише кілька медичних центрів використовують цю методику абляції для лікування ГЦК. У попередньому дослідженні взяли участь 866 пацієнтів з ГЦК, які відповідали Міланським критеріям для трансплантації печінки. Після кріоабляції у 502 (60%) пацієнтів був виявлений рецидив пухлини після медіанного спостереження 31 місяць, а 5-річна виживаність склала 60%. Тим не менш, оскільки «крижану кулю» можна використовувати для зручного моніторингу зони абляції під час процесу абляції, кріоабляція все ще має велику перевагу в безпеці лікування пухлин поблизу важливих проток. Однак слід зазначити, що зона коагуляції не точно перекриває контури «крижаної кулі» — її радіус приблизно на 4 мм менший, ніж радіус крижаної кулі. Тому для забезпечення повної абляції цільових пухлин необхідно створювати більші зони абляції, але це зазвичай вимагає більшої кількості аплікаторів. Дослідження, що описують клінічні результати кріоабляції, все ще обмежені, а обмеження цієї методики, здається, подібні до обмежень РЧА та МХ [7].

1.2.3 Незворотня електропорація

Незворотна електропорація (НЕ) – це метод нетермічної абляції (рис.1.2). Оскільки ІЕ може ефективно захищати колагеновий скелет, капіляри та жовчні протоки в непухлинних тканинах, наразі це найкращий вибір для лікування центрально розташованого раку печінки з пухлинами, що прилягають до головної жовчної протоки та ворітної вени. Крім того, цей метод видається більш придатним, ніж методи термічної абляції, для пацієнтів з поганою функцією печінки та важкими ускладненнями. Порівняно з термічною абляцією, ІЕ не обмежена «ефектом тепловідведення» навколишнього кровотоку. Однак ця терапія зазвичай вимагає загальної анестезії, а її застосування обмежене станом пацієнта.

Наприклад, пацієнтам із синусовим ритмом необхідно використовувати блокатори, щоб уникнути аритмії; пацієнтам з кардіостимуляторами заборонено використовувати ІЕ; тоді як пацієнти, які отримують біліарно-ентеральний анастомоз, повинні використовувати НЕ з обережністю, оскільки ризик абсцесів значно зростає після абляції НЕ у цих пацієнтів [8]. Слід зазначити, що для досягнення передбачуваної зони абляції аплікатори необхідно розміщувати якомога паралельніше. Рекомендується використовувати щонайменше три аплікатори для забезпечення точного позиціонування цільової пухлини. Перш ніж ІРЕ можна буде впевнено використовувати, як РЧА або МХ, необхідні масштабніші дослідження з тривалішим періодом спостереження для оцінки довгострокової ефективності цього абляційного методу [9].

1.3 Показання і протипоказання до проведення абляції пухлини печінки

Рішення про застосування абляції як методу лікування пухлинних уражень печінки є комплексним і приймається мультидисциплінарною командою на основі суворого аналізу онкологічних, анатомічних та клінічних факторів. Показання та протипоказання визначають коло пацієнтів, для яких користь від процедури значно перевищує потенційні ризики [10].

1.3.1 Показання до застосування

Загальним та ключовим показанням до проведення абляції є наявність у пацієнта первинного або метастатичного пухлинного ураження печінки, яке не підлягає хірургічній резекції, але потребує локального контролю. Статус "нерезектабельності" може бути зумовлений недостатнім об'ємом майбутнього залишку печінки (Future Liver Remnant, FLR), несприятливим для операції розташуванням пухлини (наприклад, біля магістральних судин),

або наявністю у пацієнта важких супутніх захворювань (кардіологічних, дихальних), що роблять велике хірургічне втручання надто ризикованим.

Гепатоцелюлярна карцинома (ГЦК) є основним показанням. Згідно з провідними міжнародними рекомендаціями, термічна абляція є терапією першого вибору для пацієнтів з дуже ранньою (стадія 0, один вузол ≤ 2 см) та ранньою (стадія А, 1-3 вузли, кожен ≤ 3 см) стадіями ГЦК, які не є кандидатами на резекцію або трансплантацію. У цих випадках абляція демонструє результати виживаності, співставні з хірургічною резекцією. Також абляція застосовується як "бридж-терапія" (англ. bridge therapy) для пацієнтів у листі очікування на трансплантацію печінки, щоб запобігти прогресуванню пухлини та виходу за межі критеріїв трансплантації. Для пухлин розміром від 3 до 5 см ефективність монотерапії абляцією знижується, і вона часто розглядається в комбінації з іншими методами, наприклад, з трансартеріальною хемоболізацією (TACE) [11].

Метастатичні ураження печінки є другим за частотою показанням. Найбільш вивченим є застосування абляції при метастазах колоректального раку (мКРР). Процедура показана пацієнтам з олігометастатичним ураженням (зазвичай до 3-5 вогнищ), коли метастази є нерезектабельними, але контрольованими системною хіміотерапією. Ідеальними кандидатами є пацієнти з метастазами розміром до 3 см. Абляція дозволяє досягти повного некрозу вогнищ і значно покращити прогнози у пацієнтів з обмеженим метастатичним ураженням. Конструктивні особливості колінних протезів переважно визначаються кількістю осей обертання, що впливає на їхню кінематику та функціональність. Виділяють дві основні категорії: моноцентричні та поліцентричні колінні модулі [12].

1.3.2 Протипоказання до застосування

Протипоказання поділяються на абсолютні, за наявності яких процедура не може бути виконана, та відносні, які значно підвищують

ризика або знижують очікувану ефективність, вимагаючи індивідуальної оцінки співвідношення користі та ризику.

Абсолютні протипоказання включають стани, що роблять будь-яке інвазивне втручання неприпустимим. До них належить некоригована коагулопатія, оскільки ризик фатальної кровотечі є надзвичайно високим. Зазвичай процедуру не проводять при міжнародному нормалізованому відношенні (МНВ) $> 1.8-2.0$ або кількості тромбоцитів $< 50,000/\text{мкл}$. Активний системний інфекційний процес або сепсис є категоричним протипоказанням. Також процедура не має сенсу і не виконується за наявності широко розповсюдженої, неконтрольованої позапечінкової хвороби, оскільки локальне лікування одного чи кількох вогнищ не вплине на загальний прогноз пацієнта.

Відносні протипоказання пов'язані з характеристиками пухлини та станом пацієнта. Розмір та кількість пухлин є критичними факторами. Пухлини діаметром понад 5 см рідко є добрими кандидатами для абляції як монотерапії, оскільки досягти повного некрозу всього об'єму технічно складно і ризик неповного лікування та рецидиву є високим. Велика кількість вогнищ (зазвичай більше 5) також є відносним протипоказанням, оскільки множинні пункції значно збільшують травматичність процедури.

Локалізація пухлини є одним із найважливіших відносних протипоказань. Пухлини, розташовані безпосередньо під капсулою печінки, несуть підвищений ризик інтраперитонеальної кровотечі або розсіювання пухлинних клітин. Вогнища, що прилягають до діафрагми, створюють ризик її термічного пошкодження та утворення діафрагмальної грижі. Найбільш небезпечною є близькість до великих жовчних проток (центральний біліарний дерева), оскільки їх термічне пошкодження може призвести до розвитку біліарних структур, холангіту та жовтяниці. Локалізація поруч із жовчним міхуром або петлями кишківника підвищує ризик їх перфорації. Також, розташування пухлини впритул до магістральної кровоносної судини (діаметром $> 3-4$ мм) створює так званий "ефект тепловідводу" (heat-sink

effect), коли постійний кровотік охолоджує прилеглу частину пухлини, не дозволяючи досягти летальних для клітин температур, що є частою причиною неповних абляцій. На рисунку 1.4 зображені місця, які потрібно обережності перед проведенням локальної абляційної терапії.

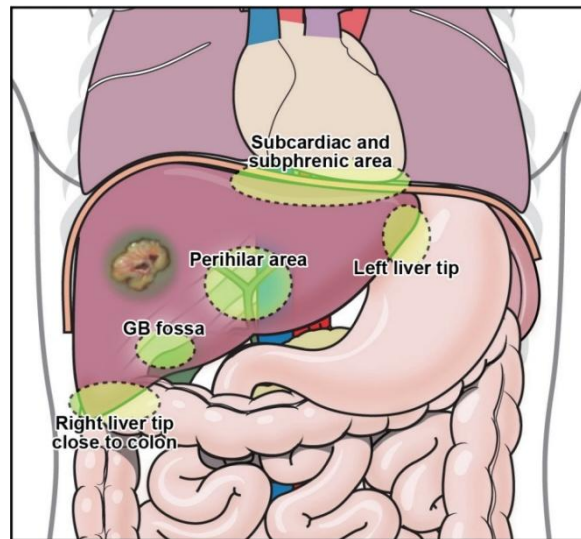


Рисунок 1.4 – Місця, які потребують обережності перед проведенням локальної абляційної терапії [6]

Пухлини, розташовані в таких областях, як перигілярна область (яка охоплює великі судини та жовчні протоки), субкардіальна та піддіафрагмальна області, поблизу товстої кишки на правому верхівці печінки, жовчно-міхуровій ямці та лівому верхівці печінки, часто призводять до менш сприятливих результатів лікування та збільшення частоти ускладнень, пов'язаних з процедурою. Тому місце розташування пухлини слід ретельно оцінити перед початком лікування. Жовчний міхур, жовчний міхур [17].

Загальний стан пацієнта та функція печінки також відіграють вирішальну роль. Наявність декомпенсованого цирозу печінки (клас С за Child-Pugh) або гострої печінкової недостатності є протипоказанням, оскільки стрес від процедури може бути летальним. Виражений асцит є відносним протипоказанням, оскільки рідина може розсіювати радіочастотну енергію, знижуючи ефективність РЧА, та підвищувати ризик інфікування.

Механічна біліарна обструкція, що не була попередньо дренована, також є протипоказанням через високий ризик розвитку септичного холангіту. Нарешті, неможливість пацієнта співпрацювати, зокрема виконувати команди затримки дихання, або залишатися нерухомим, може унеможливити точне та безпечне наведення абляційного аплікатора.

1.4 Метод керування зображенням

Ідеальна технологія візуального контролю повинна мати такі переваги, як висока чутливість, моніторинг у режимі реального часу, простота експлуатації та низька вартість. Перед лікуванням методи візуального контролю можуть надати лікарям інформацію про цільову пухлину, таку як її розмір, форма, діапазон інфільтрації, анатомічні зв'язки з сусідніми органами та характеристики місцевого кровопостачання, на основі яких лікарі можуть скласти плани лікування. Під час лікування методи візуального контролю можуть не тільки зручно та точно направляти аплікатори до цільової пухлини вздовж заданого шляху, але й чітко показувати положення аплікаторів у навколишні тканини та зміни в коагулянтних тканинах, щоб контролювати весь процес абляції в режимі реального часу. Після лікування методи візуального контролю можуть своєчасно оцінити, чи досягнуті очікувані лікувальні ефекти абляції, та чутливо виявити виникнення ускладнень. Наразі ультразвукове дослідження є найпоширенішим методом візуалізації для контролю черезшкірної абляції пухлин печінки, оскільки воно має такі переваги порівняно з іншими методами візуалізації: наведення в режимі реального часу на будь-якій площині зображення, відсутність опромінення, відносно проста операція, низька вартість та можливість використання в амбулаторних відділеннях [15].

У пацієнтів з високим ризиком ГЦК (таких як пацієнти з хронічним гепатитом В або цирозом печінки), які проходять ультразвукове обстеження кожні 6 місяців, а також завдяки технологічному прогресу в посиленій КТ та

посилений МРТ, виявляється все більше випадків ГЦК на ранніх стадіях з малими розмірами пухлин (діаметр ≤ 2 см). Два дослідження радіочастотної абляції (РЧА) показали, що у понад 90% пацієнтів цільові пухлини діаметром ≤ 2 см можуть бути повністю видалені, а рівень локального рецидиву становив менше 1%. Таким чином, пухлини ГЦК на ранніх стадіях у цьому діапазоні розмірів надзвичайно придатні для перкутанної абляції. Однак, невеликі пухлини ГЦК можуть бути не виявлені за допомогою звичайного ультразвукового дослідження, особливо у пацієнтів з тяжким цирозом печінки. Крім того, є ділянки печінки, які неможливо візуалізувати за допомогою ультразвуку, такі як верхня частина печінки, лівий латеральний сегмент та область під ребрами. Ультразвукова візуалізація також чутлива до перешкод від черевного газу та травного тракту. Для кращої візуалізації пухлин-мішеней можна застосовувати допоміжні методи, такі як штучний асцит та штучний гідроторакс. Для виявлення уражень також можна застосовувати ультразвукове дослідження з контрастуванням.

Покращення видимості цільової пухлини за допомогою методів візуального контролю є ключем до покращення ефекту абляції пухлини, оскільки вищий рівень повної абляції пов'язаний з кращим прогнозом. Тому необхідно оптимізувати методи візуального контролю та повною мірою використовувати інформацію зображення для керівництва лікуванням. Водночас нам потрібно мати певне базове розуміння переваг, недоліків та обмежень різних методів візуального контролю в клінічній практиці (таблиця 1). Для радіочастотної абляції (РЧА) під ультразвуковим контролем голчасті електроди зазвичай є першим вибором, оскільки кінчик електрода може бути чітко відображений під ультразвуком, а процес введення електродів у цільові пухлини подібний до процесу біопсії під ультразвуковим контролем. Навпаки, розширювані електроди більше підходять для абляції під КТ-контролем, оскільки кінчик електрода може бути точніше розміщений на цільових пухлинах під контролем КТ. Однак КТ не може забезпечити контроль у реальному часі та має низьку контрастність при візуалізації

пухлин ГЦК. Крім того, цей метод піддає як пацієнта, так і оператора високим дозам опромінення, особливо коли потрібні багаторазові та перекриваючі абляції. Існують деякі дослідження, що використовують МРТ як метод наведення зображення для перкутанної абляції. МРТ має багато переваг, таких як флуоресцентна візуалізація майже в реальному часі, вища чутливість при виявленні малих пухлин-мішеней, вільний вибір площини візуалізації, моніторинг теплових ефектів та відсутність іонізуючого випромінювання. Однак через недостатню кількість МРТ-сумісного обладнання для абляції, складну операцію, схильність до артефактів та високу вартість, лише кілька медичних центрів, що спеціалізуються на інтервенційному лікуванні за допомогою МРТ, виконують абляцію під контролем МРТ [4]. В таблиці 1.1 представлені програмні забезпечення для моделювання.

Таблиця 1.1 – Переваги та обмеження різних пристроїв для наведення зображень

Пристрій візуалізації	Переваги	Обмеження
Ультразвук	<ul style="list-style-type: none"> - Легкий в управлінні - Легкий у переміщенні - Низька вартість 	<ul style="list-style-type: none"> - Схильний до перешкод від газу та кісток - "Сліпі зони" в печінці: пухлини на
Ультразвук	<ul style="list-style-type: none"> - Легкий в управлінні - Легкий у переміщенні - Низька вартість - Відсутнє іонізуюче рентгенівське випромінювання Можливість керування в режимі реального часу - Кольорове доплерівське УЗД чітко показує кровопостачання пухлин та анатомічні співвідношення між пухлинами і судинами/жовчними шляхами печінки 	<ul style="list-style-type: none"> - Схильний до перешкод від газу та кісток - "Сліпі зони" в печінці: пухлини на куполі діафрагми, біля ШКТ або під ребрами погано візуалізуються - Відносно низька роздільна здатність; деякі утворення ізоехогенні, важко побачити малі ураження, особливо при цирозі печінки - Контур аплікатора видно частково; субелектроди Розширюваних електродів іноді погано видно - Газові бульбашки, що утворюються під час абляції, можуть заважати візуалізації

Продовження таблиці 1.1

Комп'ютерна томографія (КТ)	<ul style="list-style-type: none"> - Практично відсутні "сліпі зони"; добре візуалізуються повітряні структури (легені, ШКТ, кістки) - Чітко показує "лідяну кулю", утворену під час кріоабляції - Контури аплікаторів чітко візуалізовані; субелектроди розширюваних електродів добре видно 	<ul style="list-style-type: none"> - М'які тканини мають відносно низьку роздільну здатність на нативному КТ; малі пухлини часто погано візуалізуються - Іноді потребує поєднання з ТАСЕ/ліпіодолом - Іонізуюче рентгенівське випромінювання - Відсутність реального часу; можливе лише горизонтальне сканування - Артефакти від аплікаторів можуть перекривати зображення пухлин - Післяопераційні межі абляції погано візуалізуються, співвідношення між пухлиною та зоною абляції не завжди видно
Магнітно-резонансна томографія (МРТ)	<ul style="list-style-type: none"> - Висока роздільна здатність для м'яких тканин - Відсутність артефактів від кісток і газу - Малі пухлини добре візуалізуються - Відсутнє іонізуюче випромінювання - Можна комбінувати з контрастами для візуалізації 	<ul style="list-style-type: none"> - Немає керування в режимі реального часу - Менше пристроїв, сумісних із МРТ для проведення абляції - Ускладнене використання; потрібен досвідчений персонал - Тривалість процедури - Не можна використовувати при наявності кардіостимулятора або металевих імплантів
Магнітно-резонансна томографія (МРТ)	<ul style="list-style-type: none"> - Без контрасту можливо побачити кровоносні судини - Добре відображає термічну коагуляційну зону після абляції 	<ul style="list-style-type: none"> - Висока вартість - Не підходить для всіх типів пухлин

Покращення видимості цільових пухлин перед абляцією та підвищення чутливості у виявленні залишкової пухлинної тканини після абляції є викликами для сучасних методів візуального контролю. Тим не менш, досягнення повної абляції цільових пухлин завжди було нашою головною метою. В останні роки фузійна візуалізація поступово впроваджується в перкутанну абляційну терапію ГЦК [19]. Фузійна візуалізація поєднує переваги різних методів візуалізації, долаючи притаманні обмеження кожного окремого методу візуального контролю. Вона може виявляти ГЦК з малим розміром пухлини (діаметр ≤ 2 см) з вищою чутливістю та специфічністю, а також може точніше направляти абляційну терапію.

Дослідження показало, що менш ніж у двох третин пацієнтів з рецидивуючою ГЦК субсантиметрового розміру (≤ 1 см), радіочастотна абляція під контролем МРТ-звичайного ультразвукового дослідження показала технічну ефективність 98,4%. Звичайне ультразвукове дослідження також може бути поєднане з МРТ з контрастуванням Gd-EOB-DTPA для кращого відображення орієнтирних структур у печінці, таких як жовчні протоки та кровоносні судини [21]. Навіть якщо цільова пухлина все ще повністю невидима, ф'южн-візуалізація також може направляти абляцію на основі анатомічних орієнтирів навколо пухлини та віртуальної траєкторії голки. Крім того, система ф'южн-візуалізації, що поєднує генератор магнітного поля та сонографічний перетворювач в ультразвуковому зонді, змогла отримати більше просторової інформації. Однак, оскільки на морфологію печінки впливатимуть дихальні рухи пацієнта, невеликі пухлини та субкапсулярні пухлини все ще може бути важко точно локалізувати.

Ф'южн-візуалізація також є ефективним методом оцінки абляційного краю під час операції та під час післяопераційного спостереження. Інтраопераційна оцінка абляційного краю є важливою для зменшення локального рецидиву пухлини та можливості вторинної абляції. Дослідження показали, що недостатня зона абляції може бути причиною вищого рівня локального рецидиву при перкутанній абляції порівняно з хірургічною резекцією. Достатня зона абляції повинна включати супутникові вузлики, які неможливо виявити за допомогою методів візуалізації. Супутникові вузлики не є поширеними у пацієнтів з ГЦК на дуже ранній стадії, а розмір зони абляції може не мати великого впливу на рівень локального рецидиву пухлини, як у пацієнтів з ГЦК з великими пухлинами. Однак все ще рекомендується, щоб зона абляції включала «запас безпеки» від 0,5 до 1 см по всьому краю пухлини, щоб зменшити ризик локального прогресування пухлини, спричиненого мікросудинною інвазією та супутниковими вузликами. Варто зазначити, що наразі немає високоякісних досліджень з

використанням ф'южн-візуалізації для оцінки зони абляції після лікування [22].

1.5 Обґрунтування вибору програмного забезпечення для абляції пухлини

Вибір програмного забезпечення COMSOL Multiphysics для моделювання процесу абляції пухлини є цілком обґрунтованим, зважаючи на складність біофізичних процесів, які супроводжують цю процедуру, та вимоги до високої точності, адаптивності й наукової достовірності симуляцій.

COMSOL є однією з провідних платформ для моделювання багатофізичних задач, і саме це стало вирішальним чинником у моєму виборі. Абляція пухлин, зокрема методи радіочастотної, мікрохвильової, лазерної або кріоабляції, включає декілька фізичних процесів одночасно: теплоперенесення в біологічних тканинах, електромагнітне випромінювання, зміни властивостей матеріалу при нагріванні, а також біологічну реакцію організму. COMSOL дозволяє моделювати ці явища не ізольовано, а у взаємодії, що і є суттю мультифізичного підходу.

Окремо варто наголосити на наявності в COMSOL спеціалізованих модулів, таких як Heat Transfer Module (модуль теплопереносу) і AC/DC Module або RF Module (модулі для електромагнітних задач), які ідеально підходять для створення моделей процесу абляції. Можливість інтеграції модулів дозволяє враховувати тепловий вплив від джерел випромінювання, що особливо важливо для коректного прогнозування зони некрозу навколо пухлини та контролю над пошкодженням здорових тканин.

Ще одним важливим аргументом є те, що COMSOL підтримує імпорт медичних зображень, таких як МРТ чи КТ, що відкриває шлях до персоналізованого моделювання. Це дозволяє використовувати реальні геометричні контури пухлин та оточуючих структур, збільшуючи точність і

клінічну релевантність результатів. Здатність працювати з геометриями, наближеними до анатомічних реалій, дає змогу краще оцінити ризики і підвищити ефективність процедури.

Окрім цього, COMSOL має розвинене середовище для візуалізації результатів. Це полегшує аналіз температурних полів, зон теплового впливу, швидкості зміни температури та інших критично важливих параметрів. Також можлива побудова часових залежностей, що дає змогу змоделювати динаміку процесу абляції — від початкового етапу до досягнення терапевтичної температури і стабілізації.

Ще одна вагома перевага — це гнучкість COMSOL у налаштуванні параметрів тканин, таких як теплопровідність, щільність, теплоємність, електропровідність тощо. Всі ці параметри можна змінювати залежно від типу тканини, її стану або температури, що дає змогу адаптувати модель до конкретного клінічного випадку. Це забезпечує не лише високу точність, а й можливість проведення параметричних досліджень для оцінки чутливості процесу до зміни умов.

Варто також згадати про зручність програмного інтерфейсу, наявність документації, численних прикладів з медичної фізики та активну наукову спільноту користувачів. COMSOL широко використовується в наукових публікаціях, зокрема у сфері моделювання теплових методів лікування пухлин. Це свідчить про довіру наукової спільноти до результатів, отриманих за допомогою цього ПЗ, і дозволяє легко верифікувати моделі, порівнюючи їх із вже опублікованими дослідженнями.

Таким чином, COMSOL Multiphysics — це не просто інструмент, а науково обґрунтована платформа, яка дозволяє максимально точно, гнучко та візуально зрозуміло моделювати складні біомедичні процеси, зокрема абляцію пухлин. Саме через поєднання наукової точності, мультифізичного підходу, адаптації під клінічні умови та великого потенціалу до персоналізації, вибір упав на COMSOL як найкраще рішення для мого дослідження [18].

Висновок до розділу 1

У цьому розділі було розглянуто основні теоретичні відомості про процес абляції пухлин печінки, різні методи термічної абляції, їх принципи роботи, переваги та недоліки, а також основи мультифізичного моделювання в програмі COMSOL Multiphysics. Було представлено огляд можливостей COMSOL для моделювання теплопереносу та електромагнітних полів, а також перелічено основні фізичні інтерфейси, що використовуються для моделювання різних видів абляції.

РОЗДІЛ 2. ОБГРУНТУВАННЯ МЕТОДІВ МОДУЛЯ

2.1 Вибір фізичних процесів для моделювання

Термічна абляція пухлин печінки базується на принципі нагрівання пухлинної тканини до температур, які призводять до незворотної загибелі клітин. Тому моделювання теплопереносу є абсолютно необхідним для дослідження цього процесу. Точне прогнозування розподілу температури в тканині під час абляції дозволяє оцінити розмір та форму зони ураження, а також забезпечити ефективне знищення пухлинних клітин при мінімальному впливі на здорові тканини печінки. Для опису теплопередачі в біологічних тканинах, зокрема в печінці, часто використовується рівняння біотеплопереносу Пеннеса, яке враховує такі фактори, як теплопровідність тканини, її теплоємність, перфузію крові (кровотік через тканину, що впливає на тепловідведення) та метаболічне теплоутворення [18].

При радіочастотній та мікрохвильовій абляції важливу роль відіграють електромагнітні процеси. У випадку РЧА, змінний електричний струм високої частоти проходить через електрод, введений в пухлину, викликаючи резистивне (джоулеве) нагрівання тканини. Для адекватного моделювання необхідно розраховувати розподіл електричного поля та щільності струму в тканині. При мікрохвильовій абляції використовуються електромагнітні хвилі мікрохвильового діапазону, які проникають в тканину та поглинаються нею, викликаючи діелектричне нагрівання. Моделювання цього процесу вимагає розв'язання рівнянь Максвелла для визначення розподілу електромагнітного поля та розрахунку питомої швидкості поглинання енергії, яка є джерелом тепла в тканині. Важливо враховувати діелектричні властивості тканини, такі як діелектрична проникність та електропровідність, які можуть залежати від частоти та температури [14].

При лазерній абляції основним фізичним процесом є поглинання енергії лазерного випромінювання тканиною, що призводить до її нагрівання.

Моделювання цього методу може включати використання закону Бугера-Ламберта для опису поглинання лазерного випромінювання в залежності від оптичних властивостей тканини (коефіцієнта поглинання) та подальше моделювання теплопередачі. У випадку ультразвукової абляції (HIFU), сфокусовані ультразвукові хвилі високої інтенсивності проникають в тканину та поглинаються нею, створюючи локалізоване нагрівання в фокальній зоні. Моделювання цього процесу вимагає розв'язання акустичних рівнянь, які описують поширення ультразвукових хвиль у тканині, їх фокусування та поглинання, а також подальше моделювання теплопередачі для визначення температурного розподілу. При високих інтенсивностях ультразвуку необхідно також враховувати нелінійні ефекти поширення хвиль [26].

2.2 Пристрої для абляції

Різні пристрої для абляції можуть досягати дуже схожих терапевтичних ефектів, але їхні технічні принципи та клінічне застосування відрізняються. Розуміння цих відмінностей та ознайомлення з перевагами та обмеженнями кожного пристрою допоможе вибрати найбільш підходящий абляційний метод для пацієнта. Зрештою, не існує ідеального багатофункціонального пристрою для абляції. Крім того, вибір обладнання також залежить від цілей лікування та клінічного стану пацієнта [3]. Технічні принципи, найкращі показання, переваги та обмеження різних абляційних методів наведені в таблиці 2.1

Таблиця 2.1 – Технічні принципи, найкращі показання, переваги та обмеження різних абляційних методів [13]

Метод абляції	Принцип дії	Показання	Переваги	Обмеження
РЧА (RFA)	Застосування осцилюючого електричного струму, що	<ul style="list-style-type: none"> • BCLC 0, A, B • Пухлина 	<ul style="list-style-type: none"> • Найбільш вивчена техніка абляції, широкий 	<ul style="list-style-type: none"> • Знижена ефективність при підкапсулярному/

Продовження таблиці 2.1

	викликає резистивне нагрівання навколо електрода та гіпертермію тканини	< 3 см • Не підкапсулярна/периваскулярна/поблизу жовчного міхура або діафрагми	клінічний досвід	периваскулярному НСС > 3 см або біля жовчного міхура/діафрагми
РЧА (RFA)	Застосування осцилюючого електричного струму, що викликає резистивне нагрівання навколо електрода та гіпертермію тканини	• BCLC 0, A, B • Пухлина < 3 см • Не підкапсулярна/периваскулярна/поблизу жовчного міхура або діафрагми	• Найбільш вивчена техніка абляції, широкий клінічний досвід	• Знижена ефективність при підкапсулярному/периваскулярному НСС > 3 см або біля жовчного міхура/діафрагми
МВА (WMA)	Пряме застосування мікрохвильової енергії, яка через електромагнітне поле викликає гіпертермію тканини за рахунок діелектричної гістерезису	• BCLC 0, A, B • Пухлина ≤ 5 см • Профіль показань подібний до РЧА	• Менше теплового відведення, коротша тривалість процедури порівняно з РЧА • Ефективна для пухлин об'ємом ≤ 5 см	• Знижена ефективність для пухлин > 5 см • Ефект лікування залежить від пристрою
Кріоабляція (Cryo)	Зміна тиску газу призводить до охолодження кріозонда, що створює контакт із пухлиною, викликаючи утворення кристалів льоду та осмотичний шок	• Обмежене використання при НСС сьогодні	• Добре переноситься, менший біль під час процедури • Процес можна моніторити за контуром "лідяної кулі"	• Високий рівень ускладнень: холодний шок, зниження кількості тромбоцитів, кровотечі • Недостатньо підтримано клінічними дослідженнями
IRE (незворотна електропорція)	Зміна трансмембранного потенціалу з викликом незворотного порушення цілісності клітинної мембрани	• Периваскулярне розташування • Можна застосовувати в області	• Відсутність теплового відведення • Можна використовувати периваскулярно • Збереження позаклітинного матриксу	• Потрібна вставка кількох голків • Мало досліджень і клінічного досвіду • Необхідна загальна анестезія

Продовження таблиці 2.1

Кріоабляція (Сryo)	створює контакт із пухлиною, викликаючи утворення кристалів льоду та осмотичний шок	жовчних проток • Обмежене викорисання при НСС сьогодні	• Добре переноситься, менший біль під час процедури • Процес можна моніторити за контуром "лідяної кулі"	• Високий рівень ускладнень: холодовий шок, зниження кількості тромбоцитів, кровотечі • Недостатньо підтримано клінічними дослідженнями
IRE (незворотна електропорція)	Зміна трансмембранного потенціалу з викликом незворотного порушення цілісності клітинної мембрани	• Периваскулярне розташування • Можна застосовувати в області жовчних проток	• Відсутність теплового відведення • Можна використовувати периваскулярно • Збереження позаклітинного матриксу	• Потрібна вставка кількох голків • Мало досліджень і клінічного досвіду • Необхідна загальна анестезія
ПЕІ (етанолова ін'єкція)	Введення етанолу в пухлину, що викликає дегідратацію, денатурацію білків та оклюзію судин з некрозом тканини	• Обмежене застосування при НСС сьогодні • Найвища ефективність при НСС < 2 см	• Помірна вартість, простота, добре переноситься	• Нерівномірний розподіл етанолу, особливо при наявності перегородок • Часті рецидиви, нижча виживаність порівняно з іншими методами • Необхідно багаторазове введення

2.2.1 Електрод радіочастотної абляції

Один або декілька електродів вводяться безпосередньо в пухлину для подачі радіочастотного струму. Електроди можуть бути монополярними або біполярними, і вони можуть мати різну конструкцію (багатоканальні розширювані, внутрішньо охолоджувані, перфузовані):

- монополярний електрод. Він має один активний електрод-аплікатор, струм якого розсіюється на одній або кількох зворотних заземлювальних площадках;

- електрод з внутрішнім охолодженням. Цей електрод має внутрішній просвіт, який перфузується фізіологічним розчином без прямого контакту з тканинами тіла пацієнта;
- перфузійний електрод. Кінчик електрода має невеликі отвори, які дозволяють рідині (зазвичай фізіологічному розчину) контактувати з тканиною;
- біполярний електрод. Він складається з двох аплікаторів електродів або одного масиву, що містить як активний, так і зворотний електроди;
- багатозубчастий розширюваний електрод. Він має кілька електродних зубців, які розширюються з більшої голчастої канюлі [27].

2.3 Вибір геометрії та параметрів матеріалів

При мультифізичному моделюванні абляції пухлини печінки важливим етапом є вибір геометрії моделі, яка може варіюватися від спрощених геометричних фігур до анатомічно точних реконструкцій на основі медичних зображень. Спрощені моделі, що використовують циліндричну або сферичну геометрію для представлення печінки та пухлини, можуть бути корисними на початкових етапах дослідження або для проведення параметричних аналізів. З іншого боку, анатомічно точні моделі, створені на основі даних комп'ютерної томографії (КТ) або магнітно-резонансної томографії (МРТ), дозволяють більш реалістично відтворити форму та розміри печінки, пухлини та навколишніх тканин, включаючи кровоносні судини. Вибір геометрії моделі залежить від конкретної мети моделювання та доступних обчислювальних ресурсів [24].

Крім геометрії, для точного моделювання необхідно визначити параметри матеріалів, що використовуються в моделі. До таких параметрів належать теплопровідність, теплоємність, щільність, а також електрофізичні властивості (електропровідність та діелектрична проникність) для моделювання радіочастотної та мікрохвильової абляції, оптичні властивості (коефіцієнт поглинання) для лазерної абляції та акустичні властивості (швидкість звуку, коефіцієнт поглинання) для ультразвукової абляції.

Важливим параметром є також перфузія крові, яка впливає на тепловідведення з тканини та повинна бути врахована в моделі. Значення параметрів матеріалів можуть залежати від температури та відрізнятися для здорової тканини печінки та пухлинної тканини [23].

Висновок до розділу 2

У другому розділі було розглянуто ключові аспекти мультифізичного моделювання термічної абляції пухлин печінки. Основною фізичною основою цього процесу є моделювання теплопереносу, що дозволяє прогнозувати ефективність абляції, оцінювати розмір зони ураження та мінімізувати пошкодження здорових тканин. Залежно від типу абляції поділяються на радіочастотної, мікрохвильової, лазерної, ультразвукової або інших методів, додатково враховуються електромагнітні, оптичні або акустичні процеси, які потребують вирішення відповідних фізичних рівнянь.

Було охарактеризовано основні типи абляційних пристроїв, їх технічні принципи, клінічні показання, переваги та обмеження. Це дозволяє зробити обґрунтований вибір найбільш підходящої методики для конкретного клінічного випадку.

Окрема увага приділяється вибору геометрії та матеріальних параметрів для моделювання. Використання як спрощених, так і анатомічно точних моделей дозволяє досягати необхідного балансу між точністю розрахунків та обчислювальними витратами. Визначення фізико-хімічних властивостей тканин є критичним для реалістичного моделювання процесів абляції, оскільки ці властивості можуть суттєво змінюватися в залежності від температури та типу тканини.

Таким чином, успішне моделювання термічної абляції печінкових пухлин вимагає інтеграції кількох фізичних процесів, коректного вибору моделі та достовірних вхідних параметрів, що забезпечить високу точність прогнозування результатів лікування.

РОЗДІЛ 3. РОЗРОБКА МУЛЬТИФІЗИЧНОЇ МОДЕЛІ

3.1 Побудова геометрії моделі в COMSOL

У цьому прикладі локалізоване нагрівання здійснюється шляхом вставки чотириплечого електричного зонда, через який проходить електричний струм. Рівняння для електричного поля для цього випадку відображаються в інтерфейсі «Електричні струми» (Electric Currents), і цей приклад пов'язує їх з рівнянням біотепла, яке моделює температурне поле в тканині. Джерело тепла, що виникає внаслідок електричного поля, також відоме як резистивне нагрівання або джоулеве нагрівання. Оригінальна модель взята від S. Tungjitkusolmun та інших (рис. 3.1), але ми зробили деякі спрощення. Наприклад, хоча в оригіналі використовується радіочастотне нагрівання (змінними струмами), модель COMSOL Multiphysics апроксимує енергію постійними струмами. На рисунку 3.1 зображено циліндрична модель.

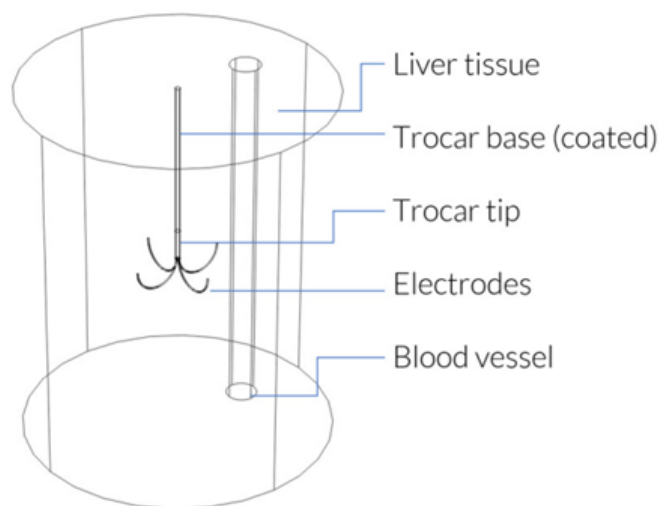


Рисунок 3.1 – Циліндрична модельна область з чотириплечим електричним зондом посередині, розташований поруч із великою кровоносною судиною [28]

Ця медична процедура видаляє пухлинну тканину шляхом нагрівання її до температури вище 45°C - 50°C . Для цього потрібне локальне джерело тепла, яке лікарі створюють, вставляючи невеликий електричний зонд. Зонд складається з троакара (головного стрижня) та чотирьох електродних плечей, як показано на рисунку 3.1. Аплікатор електрично ізольований, за винятком області поблизу електродних плечей.

Електричний струм, що проходить через зонд, створює електричне поле в тканині. Поле є найсильнішим у безпосередній близькості від зонда та генерує резистивне нагрівання, яке переважає навколо електродних плечей зонда через сильне електричне поле.

Ми будемо використовувати інтерфейс Bioheat Transfer, інтерфейс Electric Currents та багатофізичну функцію Electromagnetic Heat Source для реалізації аналізу перехідних процесів.

Стандартною одиницею температури в COMSOL Multiphysics є кельвін (К). У цьому посібнику використовується шкала температур Цельсія, яка зручніша для моделей, що використовують рівняння біотепла.

Модель апроксимує тканину тіла великим циліндром і припускає, що його гранична температура залишається на рівні 37°C протягом усієї процедури. Пухлина розташована поблизу центру циліндра та має такі ж теплові властивості, як і навколишня тканина. Модель розміщує зонд вздовж центральної лінії циліндра таким чином, щоб його електроди охоплювали область, де розташована пухлина. Геометрія також включає велику кровоносну судину.

Теплоперенос: рівняння біотепла визначає теплопередачу в тканині:

$$\delta_{ts}\rho C \frac{\partial T}{\partial t} + \nabla \cdot (-k \nabla T) = \rho_b C_b \omega_b (T_b - T) + Q_{met} + Q_{ext}, \quad (3.1)$$

де δ_{ts} – коефіцієнт масштабування за часом;

ρ – густина тканини ($\text{кг}/\text{м}^3$);

C – питома теплоємність тканини (Дж/(кг·К));

k – її теплопровідність (Вт/(м·К)).

У правій частині рівності ρ_b вказує густину крові (кг/м³); C_b – питома теплоємність крові (Дж/(кг·К)); ω_b – швидкість її перфузії (1/с); T_b – температура артеріальної крові (К); тоді як Q_{met} та Q_{ext} – джерела тепла від метаболізму та просторового нагрівання відповідно (Вт/м³).

У цьому прикладі рівняння біотепла також моделює теплопередачу в різних частинах зонда з відповідними значеннями питомої теплоємності C (Дж/(кг·К)) та теплопровідності k (Вт/(м·К)). Для цих частин усі члени праворуч дорівнюють нулю.

Далі модель встановлює граничні умови на зовнішніх межах циліндра та на стінках кровоносної судини до температури 37°C. Припускаємо неперервність теплового потоку на всіх інших межах.

Початкова температура дорівнює 37°C у всіх областях.

Окрім рівняння теплопередачі, ця модель забезпечує розрахунок інтеграла пошкодження тканин. Це дає уявлення про ступінь пошкодження тканин a під час процесу, на основі рівняння Арреніуса:

$$\frac{d\alpha}{dt} = A \exp\left(-\frac{\Delta E}{RT}\right), (3.2)$$

де A – коефіцієнт частоти (с⁻¹);

ΔE – енергія активації незворотної реакції пошкодження (Дж/моль).

Ці два параметри залежать від типу тканини. Частка некротичної тканини, θ_d , тоді виражається за формулою:

$$\theta_d = 1 - \exp(-a), (3.3)$$

Електричний струм: визначальним рівнянням для інтерфейсу електричних струмів є:

$$-\nabla \cdot (\sigma \nabla V J^e) = Q_j, (3.4)$$

де V – потенціал (В);

σ – електропровідність (См/м);

J^e – зовнішньо генерована густина струму (А/м²);

Q_j – джерело струму (А/м³).

У цій моделі як J^e , так і Q_j дорівнюють нулю. Таким чином, керівне рівняння спрощується до:

$$-\nabla \cdot (\sigma \nabla V) = 0, (3.5)$$

Граничні умови на зовнішніх межах циліндра – це земля (потенціал 0 В). На межах електродів потенціал дорівнює 22 В (рис.3.2). Вважайте неперервність для всіх інших меж.

Граничні умови для інтерфейсу електричних струмів такі:

$V = 0$ – на стінці циліндра;

$V = V_0$ – на поверхнях електродів;

$n \cdot (J_1 - J_2) = 0$ – на всіх інших межах.

Граничні умови для рівняння біотепла:

$T = T_b$ – на стінці циліндра та стінці кровоносної судини;

$n \cdot (k_1 \nabla T_1 - k_2 \nabla T_2) = 0$ – на всіх внутрішніх межах [28].

На рисунку 3.2 зображена геометрія циліндричної модель.

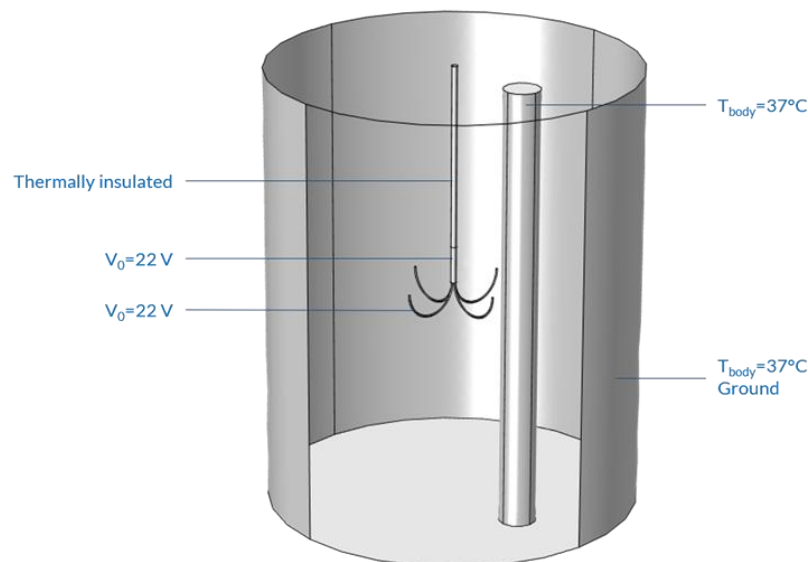


Рисунок 3.2 – Геометрія циліндричної моделі [28]

Модель розв'язує вищезазначені рівняння з заданими граничними умовами, щоб отримати температурне поле як функцію часу.

Модель показує, як температура зростає з часом у тканині навколо електрода. Зрізова діаграма на рисунку 3.3 ілюструє температурне поле в кінці процедури.

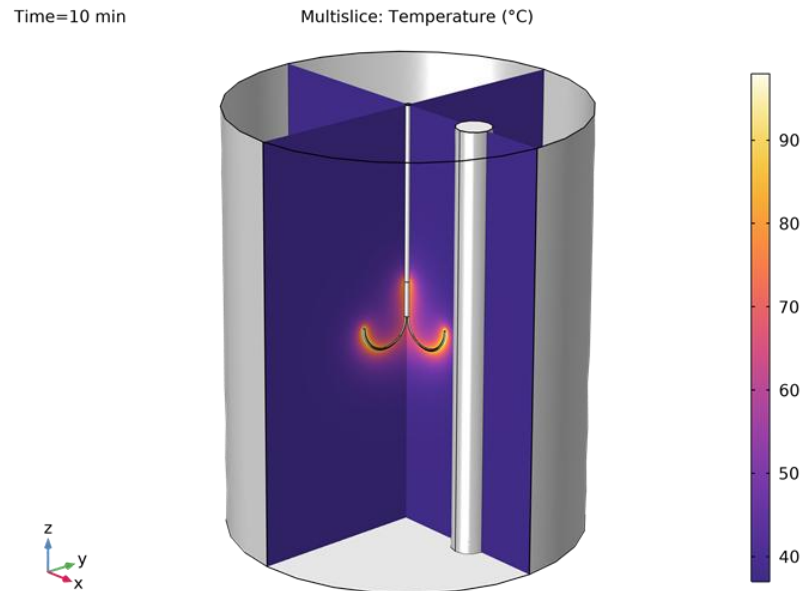


Рисунок 3.3 – Температурне поле на момент часу 10 хвилин [28]

Рисунок 3.4 показує температуру на кінчику одного з електродних плечей. Температура швидко підвищується, доки не досягне стаціонарної температури близько 97°C . На рисунку 3.4 зображено залежність температури від часу на кінчику одного з плечей електрода.

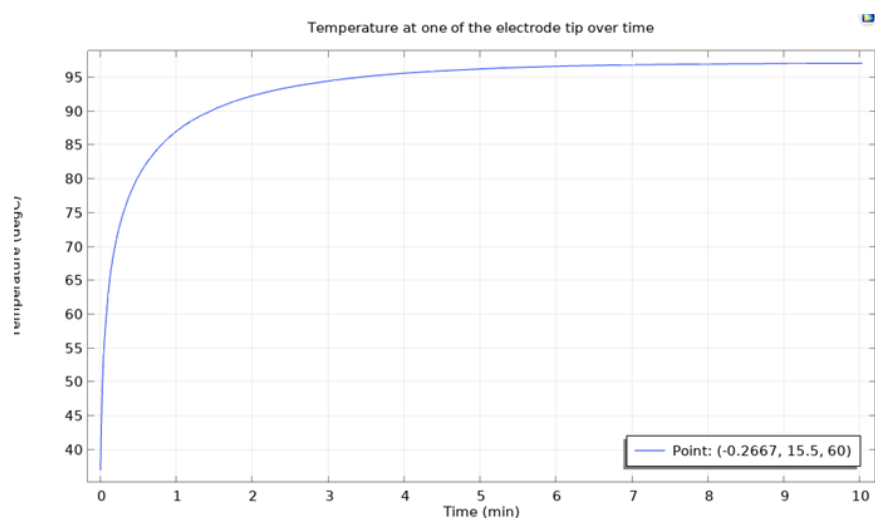


Рисунок 3.4 – Залежність температури від часу на кінчику одного з плечей електрода

Також цікаво візуалізувати область, де гинуть ракові клітини, тобто де температура досягла щонайменше 50°C . Ви можете візуалізувати цю область за допомогою ізоповерхні для цієї температури; на рисунку 4 показано її через 10 хвилин. На рисунку 3.5 зображено візуалізацію області яка досягла 50°C через 10 хвилин.

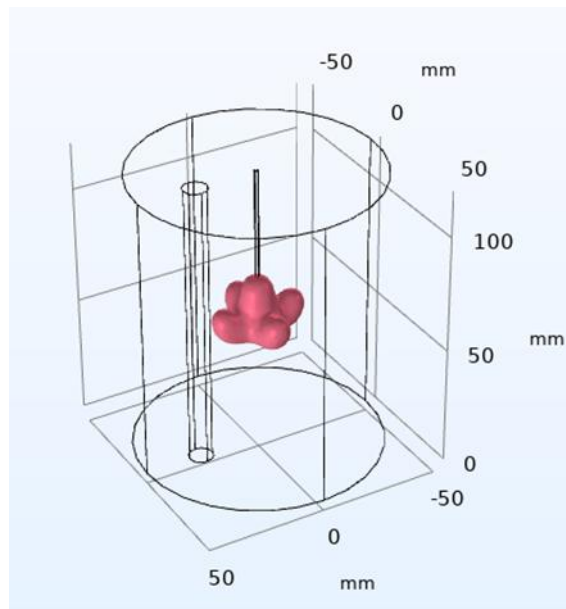


Рисунок 3.5 – Візуалізація області яка досягла 50°C через 10 хвилин

Окрім попереднього рисунка, ви можете візуалізувати частку некротичної тканини на зрізовій діаграмі. На рисунку 3.6 зображена фракція некротичної тканини.

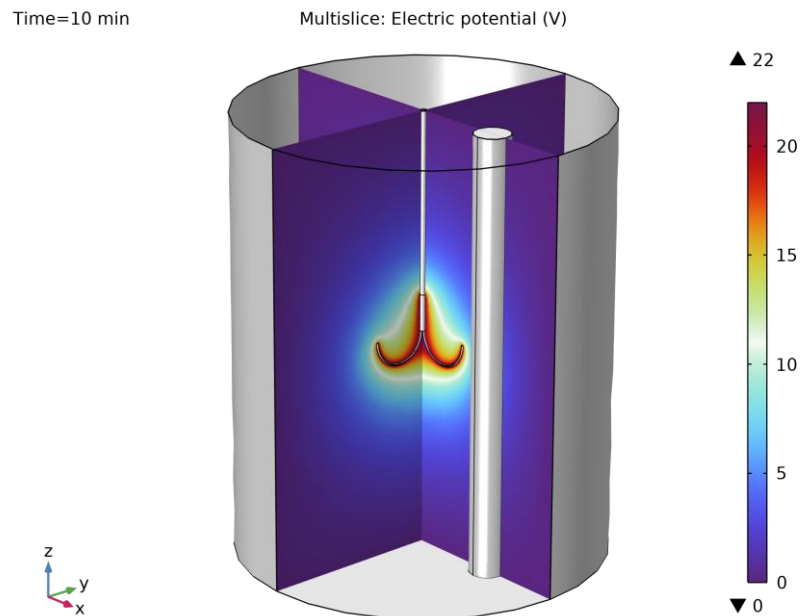


Рисунок 3.6 – Фракція некротичної тканини [28]

Нарешті, на рисунку 3.6 показано частку некротичної тканини у трьох різних точках над кронштейном електрода. Зверніть увагу, що некроз відбувається швидше поруч з електродом та кінчиком аплікатора.

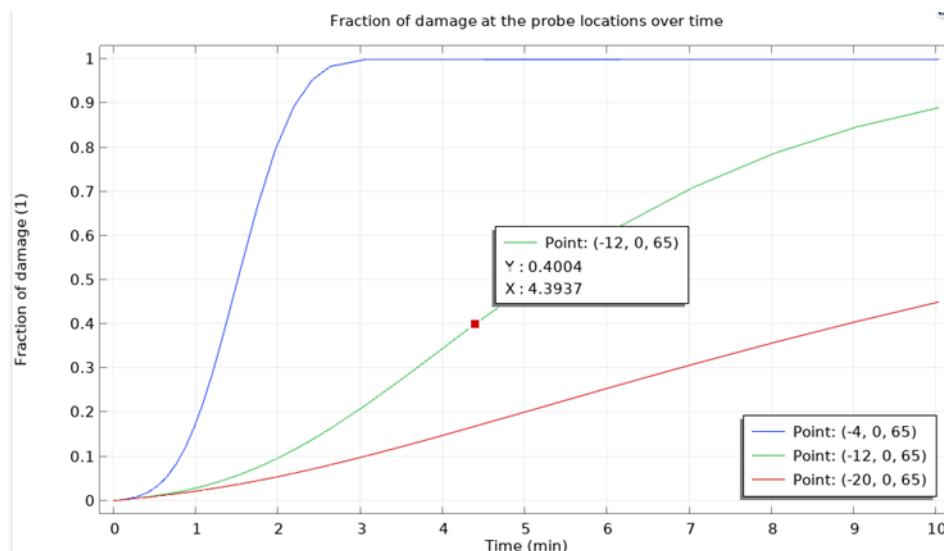


Рисунок 3.6 – Фракція некротичної тканини у трьох точках над плечем електрода

3.2 Огляд моделей абляції

За основу обраний професіонально зроблений приклад з програмного забезпечення COMSOL. Перший варіант ми вдосконалили, тим, що діаметр

електрода збільшили в два рази (0,53 мм). У другому варіанті був змінений електрод. Замість стандартного чотириплечого електрода ми взяли за основу восьмиплечий.

Для експерименту з електродами, було прийнято рішення змінювати напругу в межах від 10 В до 33 В, а також проміжок часу від 5 до 15 хвилин (від 300 до 900 с.).

3.3 Огляд моделі зі збільшеним електродом 0,56 мм

3.3.1 Механічні джерела небезпечних і шкідливих виробничих факторів

У вікні Model Builder обираємо розділ Parameters 1. На рисунку 3.7 зображено панель конструктор моделі. Після чого у таблиці змінюємо дані напруги і часу абляції пухлини. На рисунку 3.8 зображена таблиця зі зміненими значеннями напруги і часу .

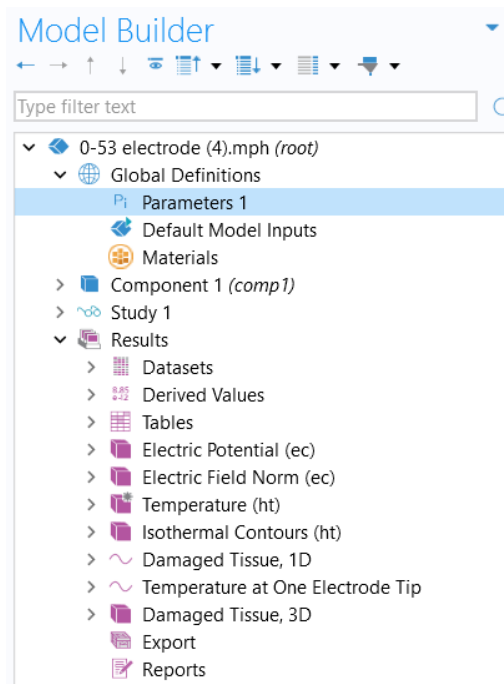


Рисунок 3.7 – Панель конструктора моделі

Name	Expression	Value	Description
rho_b	1000[kg/m^3]	1000 kg/m ³	Density, blood
c_b	4180[J/(kg*K)]	4180 J/(kg·K)	Heat capacity, blood
omega_b	6.4e-3[1/s]	0.0064 1/s	Blood perfusion rate
T_b	37[degC]	310.15 K	Arterial blood temperatu
T0	37[degC]	310.15 K	Initial and boundary tem.
V0	10[V]	10 V	Electric voltage
xc_v	26[mm]	0.026 m	Vessel cylinder center x-c
a_time	5[min]	300 s	Ablation time

Рисунок 3.8 – Таблиця зі зміненими значеннями напруги і часу

У висновку змінених даних для 0,53 мм електрода бачимо, що при збільшенні тривалості абляції, збільшується зона ураження зверху електродів при Electric potential. На рисунку 3.9 зображена модель зони ураження.

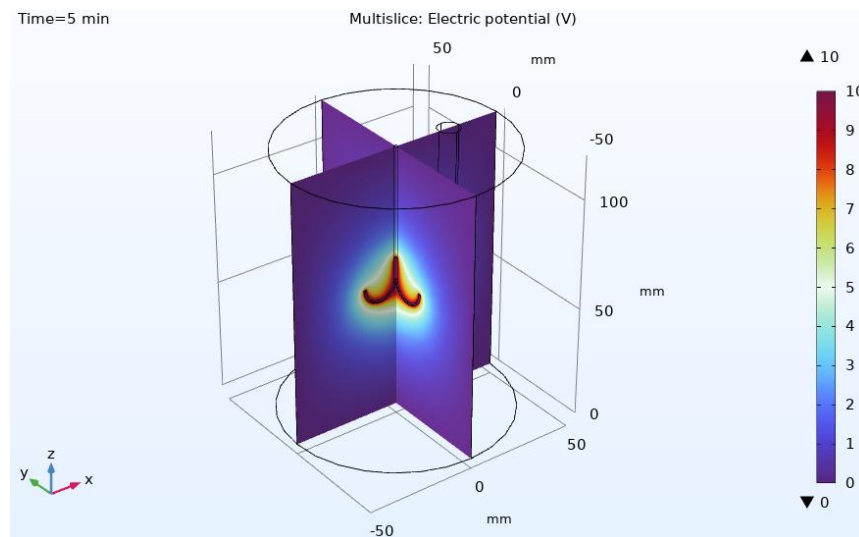


Рисунок 3.9 – Модель зони ураження пухлини 10 В при 5 хвилинах.

Товщина електродів 0,56 мм

Навколо електрода знаходиться ареол – це градієнт потенціалу, градієнт швидкості його змін. Максимальний градієнт потенціалу дорівнює $8,33 \times 10^3$ В/м при 5 хвилинах. На рисунку 3.10 зображена модель норми електричного поля.

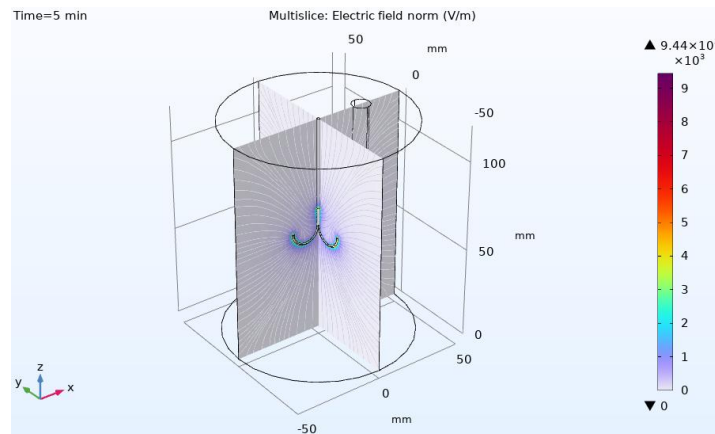


Рисунок 3.10 – Модель норми електричного поля (Electric field norm)

На панелі конструктора моделі обираємо Temperature (рис. 3.7) Бачимо, що максимальна температура всього лише досягає 47°C , і на цьому періоді пухлина гине. На рисунку 3.11 зображена модель температури зі шкалою.

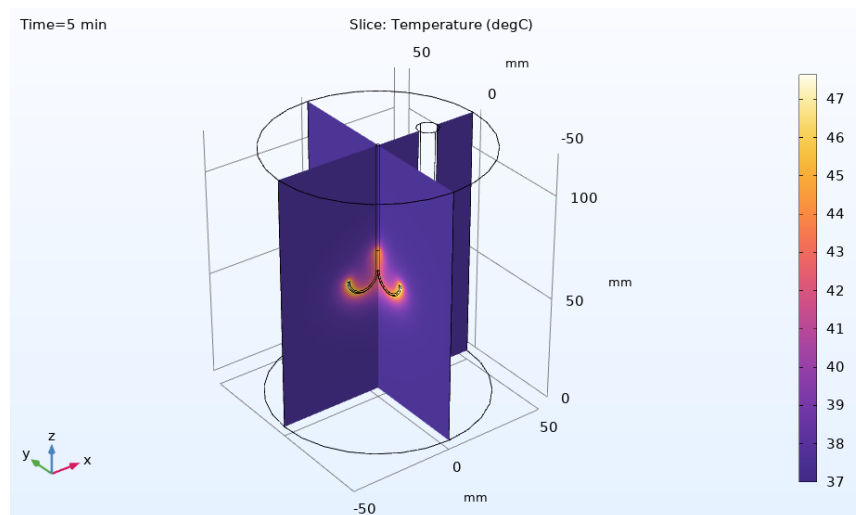


Рисунок 3.11 – Модель температури зі шкалою

На панелі конструктора моделі обираємо Temperature at One Electrode Tip (рис. 3.7).

Температура досягає 47°C за 5 хвилин у точці з координатами $(-0.2667, 15.5, 60)$ і далі не збільшується. Крива близька до експоненти. На рисунку 3.12 зображена температура на одному кінчику електрода за 5 хвилин.

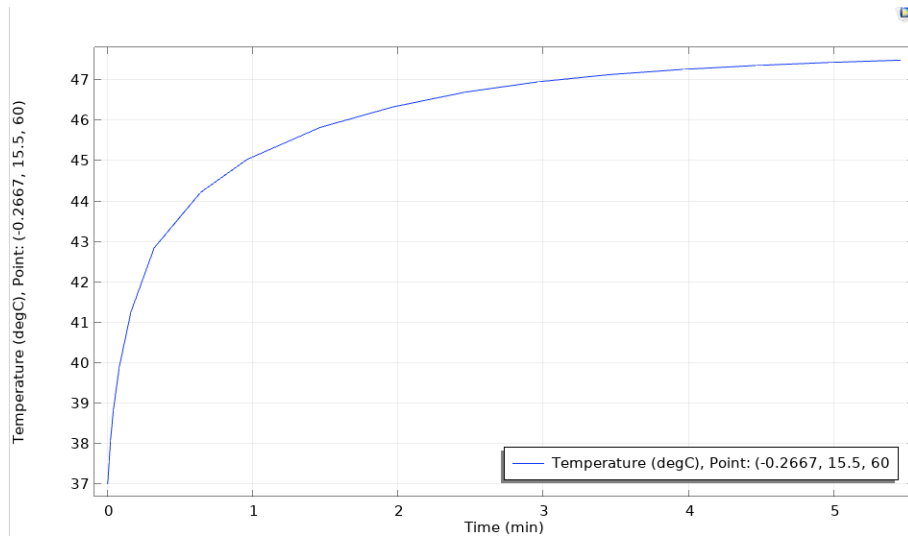


Рисунок 3.12 – Температура на одному кінчику електрода за 5 хвилин

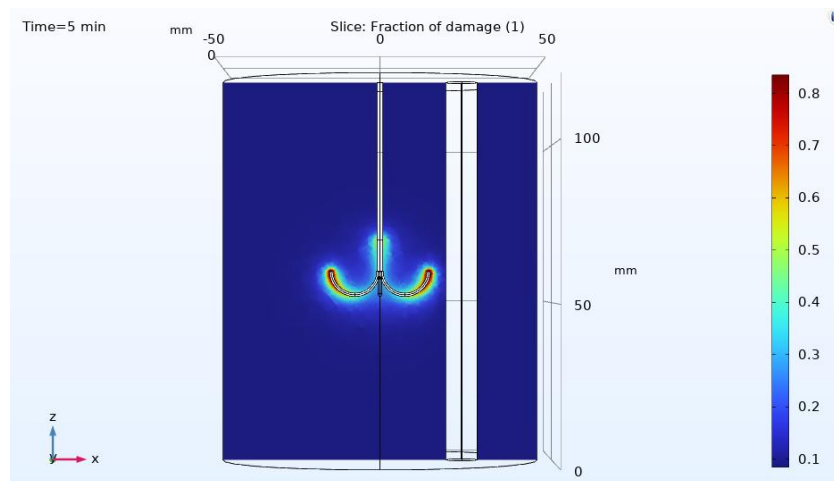


Рисунок 3.13 – Модель функції пошкодження на 10 В

3.3.2 Модель абляції при напрузі 22 В і 10 хвилин

У вікні Model Builder обираємо розділ Parameters 1 (рис. 3.7), після чого у таблиці змінюємо дані напруги і часу абляції пухлини. На рисунку 3.14 зображено таблицю зі зміненими значеннями напруги і часу.

Name	Expression	Value	Description
rho_b	1000[kg/m^3]	1000 kg/m ³	Density, blood
c_b	4180[J/(kg*K)]	4180 J/(kg·K)	Heat capacity, blood
omega_b	6.4e-3[1/s]	0.0064 1/s	Blood perfusion rate
T_b	37[degC]	310.15 K	Arterial blood temperatu
T0	37[degC]	310.15 K	Initial and boundary tem.
V0	22[V]	22 V	Electric voltage
xc_v	26[mm]	0.026 m	Vessel cylinder center x-c
a_time	10[min]	600 s	Ablation time

Рисунок 3.14 – Таблиця зі зміненими значеннями напруги і часу

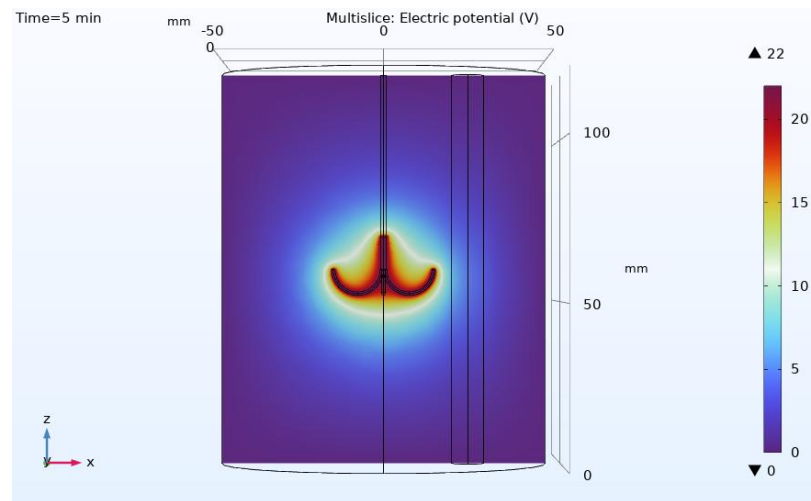


Рисунок 3.15 – Електричний потенціал при 22 В і 10 хвилин

Електричний потенціал у електродів 22 В. Світло зелений рівень дорівнює 11 В. Потенціал зменшується до 0 при відстані 25-30 мм по радіусу.

На рисунку 3.15 зображено електричний потенціал при 22 В і 10 хвилин.

В розділі Damaged Tissue 3D, Slice: Fraction of Damage. На рисунку 3.16 зображено модель функції пошкодження на 22 В.

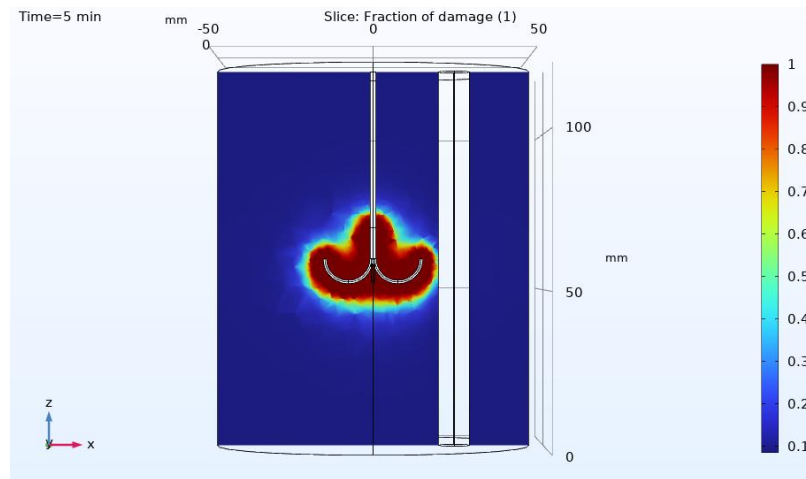


Рисунок 3.16 – Модель функції пошкодження на 22 В

Радіус приблизно 25 мм і він мало залежить від режимів, проте може залежати від електродів. Чим більший електрод, тим більший радіус. Далі збільшувати розмір електрода сенсу немає.

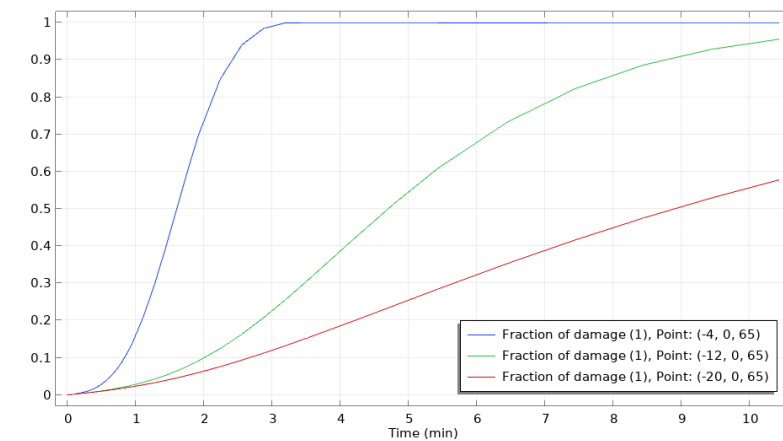


Рисунок 3.17 – Ділянка зонду

У висновку ми бачимо різні координати точок і в них абсолютно різні криві. Швидку загибель клітин має точка $(-4, 0, 65)$, в точці з координатами $(-12, 0, 65)$ вони знищуються через 10 хвилин.

Час коли знищуються клітини залежить від положення точки абляції. В областях поблизу електрода клітини гинуть через 3 хвилини. На рисунку 3.17 зображено ділянку зонда. Протягом 10 хвилин гинуть клітини які розташовані далі від електрода. У точці $(-20, 0, 65)$ абляція буде мінімальна, клітини знищуються тільки на 50%.

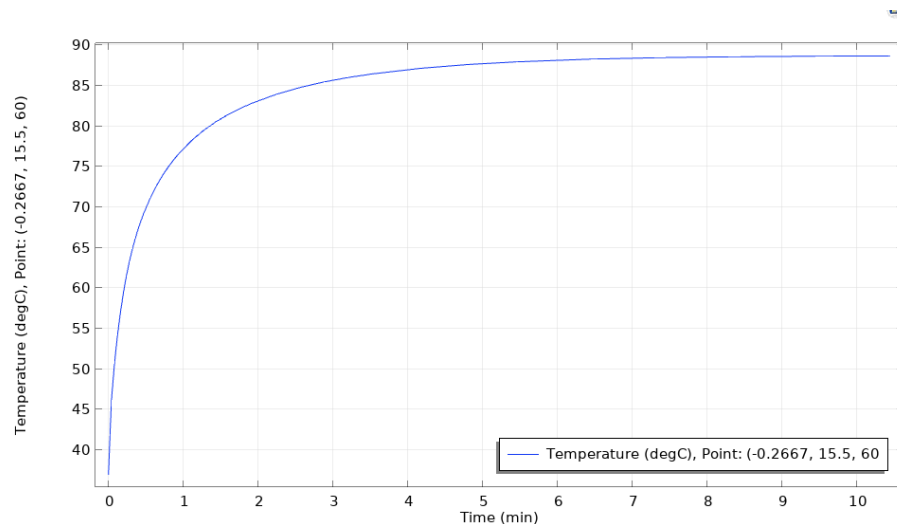


Рисунок 3.18 – Температура на одному кінчику електрода з напругою 22 В

На графіку ми бачимо стрибок температури до 90°C. При температурі 90°C і більше клітина може почати кипіти, згодом може утворитись запалення. На рисунку 3.18 зображена температура яка не сягає критичної нам точки і далі не збільшується, що є важливим.

3.3.3 Модель абляції при напрузі 33 В і 15 хвилин

Аналогічно змінюємо дані часу і напруги на товстому електроді (0,53 мм) як зображено на рисунку 3.19 – таблиця зі зміненими значеннями напруги і часу.

Name	Expression	Value	Description
rho_b	1000[kg/m ³]	1000 kg/m ³	Density, blood
c_b	4180[J/(kg*K)]	4180 J/(kg·K)	Heat capacity, blood
omega_b	6.4e-3[1/s]	0.0064 1/s	Blood perfusion rate
T_b	37[degC]	310.15 K	Arterial blood temperatu
T0	37[degC]	310.15 K	Initial and boundary tem.
V0	33[V]	33 V	Electric voltage
xc_v	26[mm]	0.026 m	Vessel cylinder center x-c
a_time	15[min]	900 s	Ablation time

Рисунок 3.19 – Таблиця зі зміненими значеннями напруги і часу

Напруга в нас 33 мм, тоді як електричний потенціал зникає приблизно через 30 мм, це майже кулеподібна форма. На рисунку 3.20 зображено електричний потенціал при 33 В і 10 хвилин.

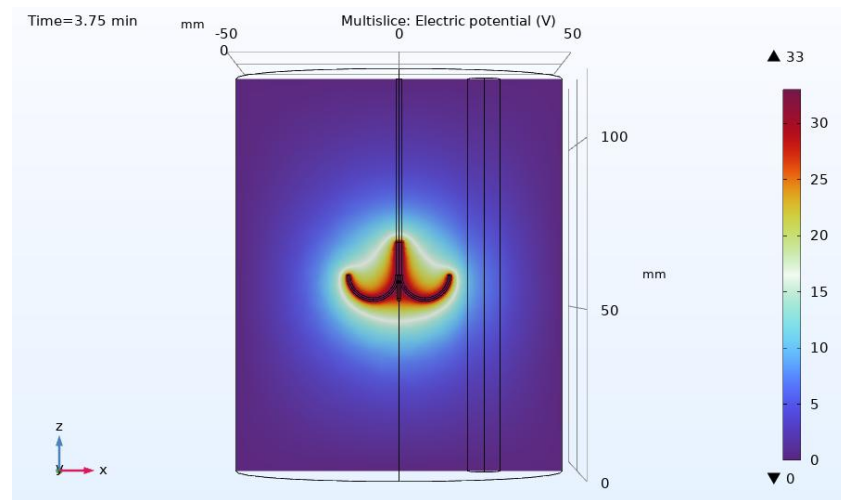


Рисунок 3.20 – Електричний потенціал при 33 В і 10 хвилин

Форма розподілу потенціалу кулеподібна, і діаметр цієї кулі пропорційний потенціалу.

Наступним розглянемо Electric Field Norm. Максимальний градієнт потенціалу дорівнює 3.11×10^4 В/м. Максимальний градієнт потенціалу дорівнює 3.11×10^4 на відстані від електроду приблизно на 4 мм. На рисунку 3.21 зображено норму електричного поля з напругою 33 В.

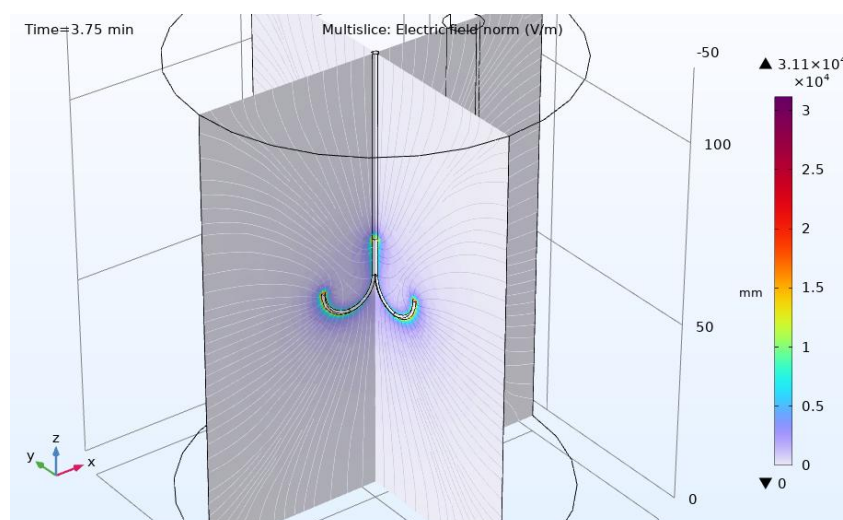


Рисунок 3.21 – Норма електричного поля з напругою 33 В

Рисунок 3.22 показує занадто високу температуру, тобто не можна давати напругу 33 В. За такої напруги почнеться процес кипіння. З електрода буде виходити занадто гарячий пар і все порве.

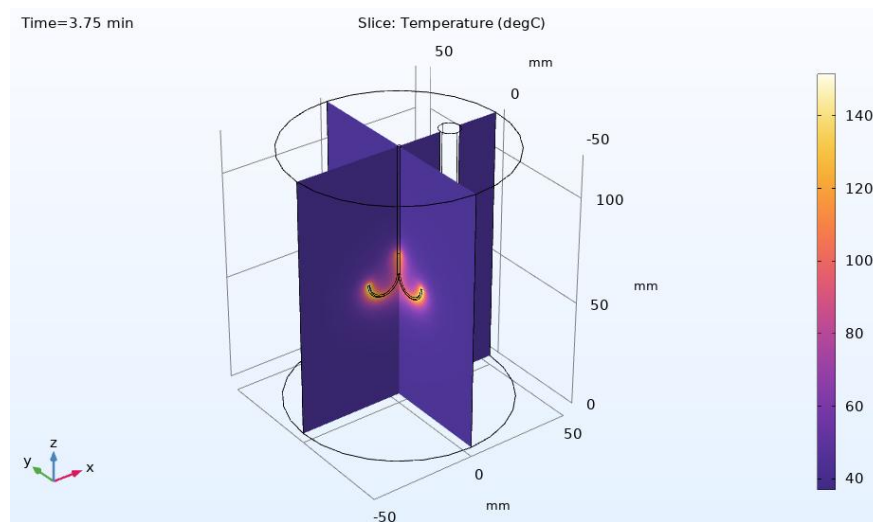


Рисунок 3.22 – Модель температури зі шкалою при режимі 33 В

Нам потрібно максимально кругла модель абляції, щоб повністю прибрати пухлину. Роблячи висновок по чотирьох електродах, можна сказати, що немає рівномірності радіуса поразки. Припустимо пухлина круглої форми в якій ми вставили електрод, в одному місці він буде нормально знищувати, а в іншому не зможе це зробити через свою форму. Чотири електроди мають свій недолік – вони не мають округлості зони ураження. Щоб вбити всю пухлину, доведеться додати більший режим, але через це ми знищимо здорові клітини печінки.

Максимальний радіус на рисунку 3.23 дорівнює 25 мм, а радіус від центру буде складати 18 мм. Тобто, якщо пухлина в нас приблизно 18 мм і ми вставимо цей інструмент з напругою 33 В, то здорова печінка в цих місцях помре на 25 мм.

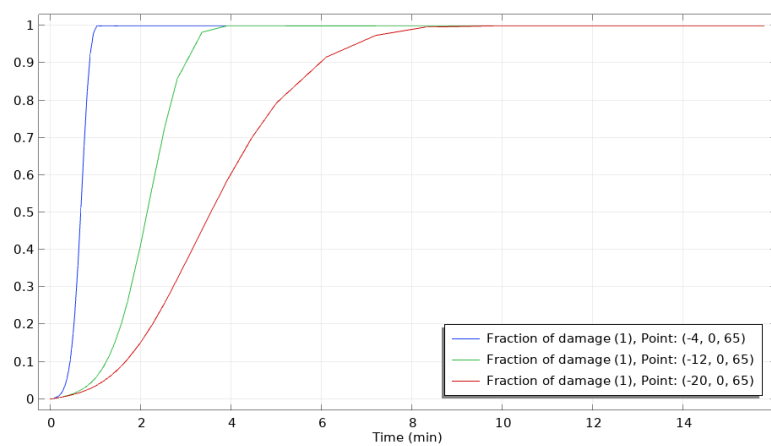


Рисунок 3.23 – Ділянка зонда з пошкодженими тканинами

В точці $(-4, 0, 65)$ всі клітини загинуть через 3 хвилини, в точці $(-12, 0, 65)$ це станеться через 8 хвилин. У висновку можна сказати, що 15 хвилин занадто багато, щоб знищити пухлину, варто витримати всього 8 хвилин, аби досягти хорошого результату при напрузі 33 В.

До ще одного підсумку можна додати занадто високу температуру 140°C , це все відбувається, через довгий час абляції який триває 15 хвилин.

У розділі дошки переходимо до Temperature at One Electrode Tip. На рисунку 3.24 зображено температуру на одному кінчику електрода з напругою 33 В.

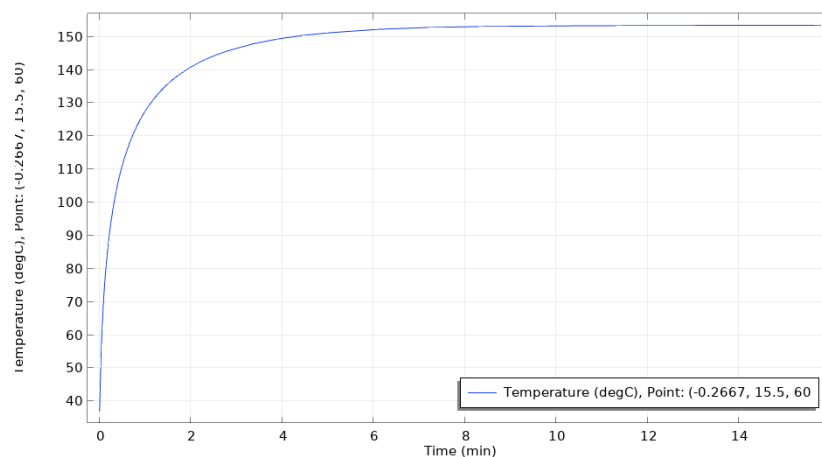


Рисунок 3.24 – Температура на одному кінчику електрода з напругою 33 В

Для точки з координатами $(-0.2667, 15.5, 60)$ температура 100°C досягається за 0,4 хвилини, після цього буде кипіння в зоні печінки і руйнування. Інформація про фракцію пошкодження зображена на рисунку 3.25.

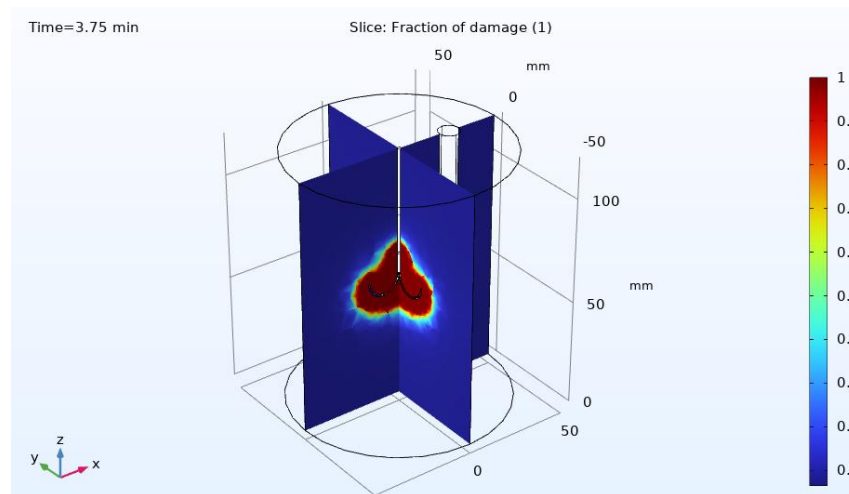


Рисунок 3.25 – Фракція пошкодження

При 33 В, за 3.75 хвилин абляція буде закінчена, радіус буде дорівнювати 25 мм. Далі проводити абляцію немає сенсу. Чим більша напруга, тим менший буде час знищення пухлини.

3.4 Огляд моделі з великою кількістю електродів

3.4.1 Модель абляції з 8 електродами при напрузі 10 В і 5 хвилин

Для експерименту та дослідження було вдосконалено модель троакера з 8 кінчиками на рисунку 3.26. Нові значення параметрів для 8 електродів зображені на рисунку 3.27.

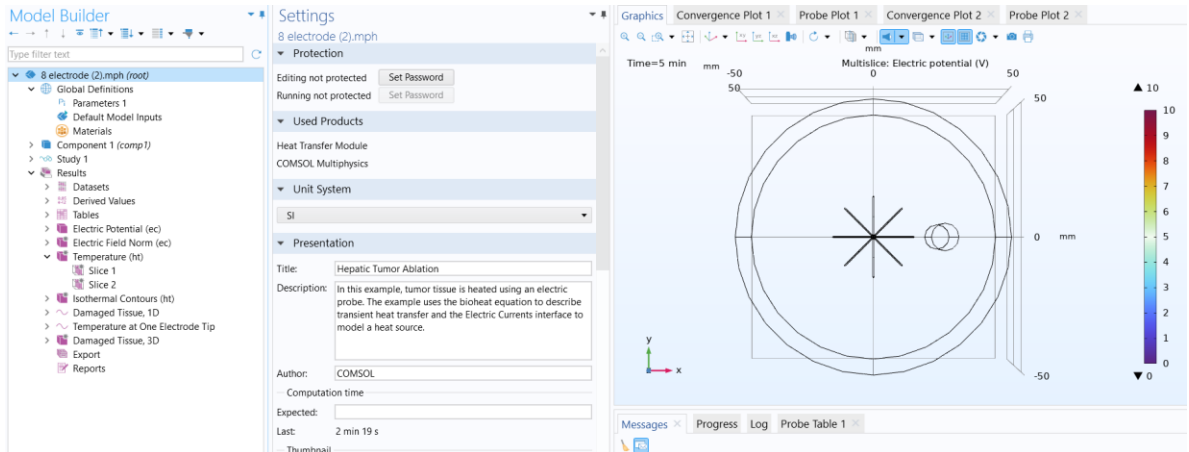


Рисунок 3.26 – Панель керування програмного забезпечення COMSOL з 8 електродами зверху

Name	Expression	Value	Description
rho_b	1000[kg/m^3]	1000 kg/m ³	Density, blood
c_b	4180[J/(kg*K)]	4180 J/(kg·K)	Heat capacity, blood
omega_b	6.4e-3[1/s]	0.0064 1/s	Blood perfusion rate
T_b	37[degC]	310.15 K	Arterial blood temperatu
T0	37[degC]	310.15 K	Initial and boundary tem.
V0	10[V]	10 V	Electric voltage
xc_v	26[mm]	0.026 m	Vessel cylinder center x-c
a_time	5[min]	300 s	Ablation time

Рисунок 3.27 – Таблиця зі зміненими значеннями напруги і часу для 8 електродів

На рисунку 3.28 зображено модель зони ураження пухлини.

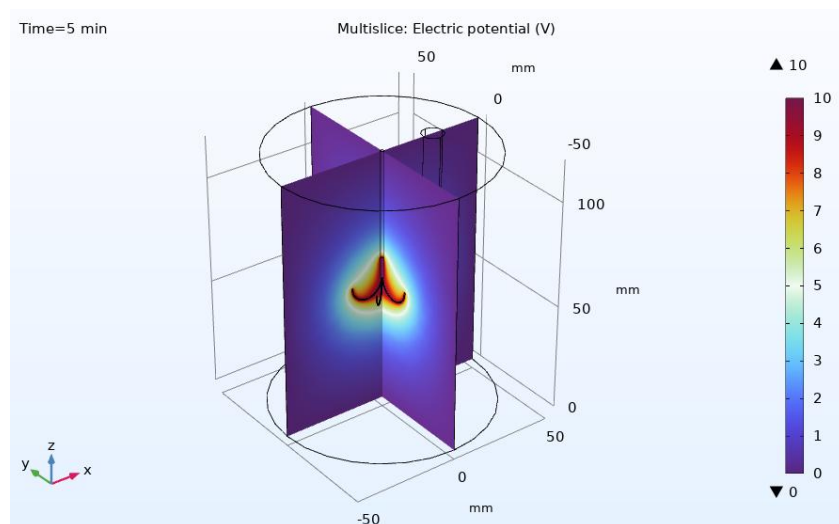


Рисунок 3.28 – Модель зони ураження пухлини 10 В при 5 хвилинах у аплікатора з 8 електродами

Потенціал зникає на відстані 20 мм. На рисунку 3.29 зображено норму електричного поля з напругою 10 В.

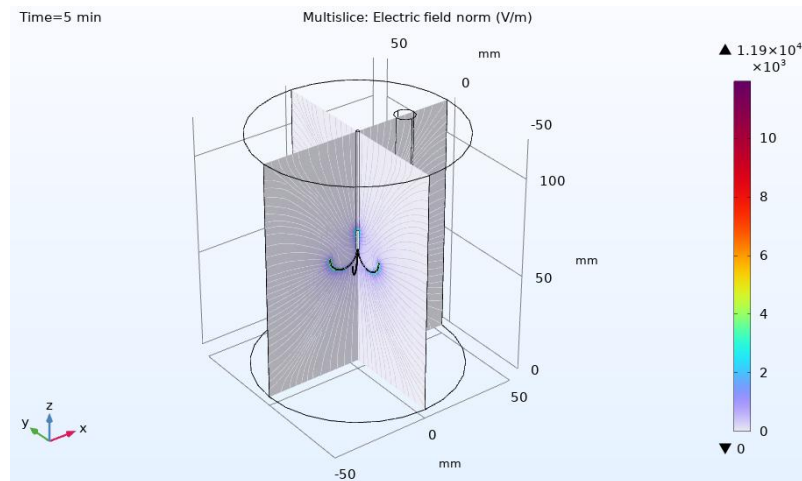


Рисунок 3.29 – Норма електричного поля з напругою 10 В

Максимальний градієнт у нас 1.19×10^4 на відстані декількох міліметрів.

У вікні Model Builder обираємо розділ Temperature. На рисунку 3.30 зображена модель температури зі шкалою.

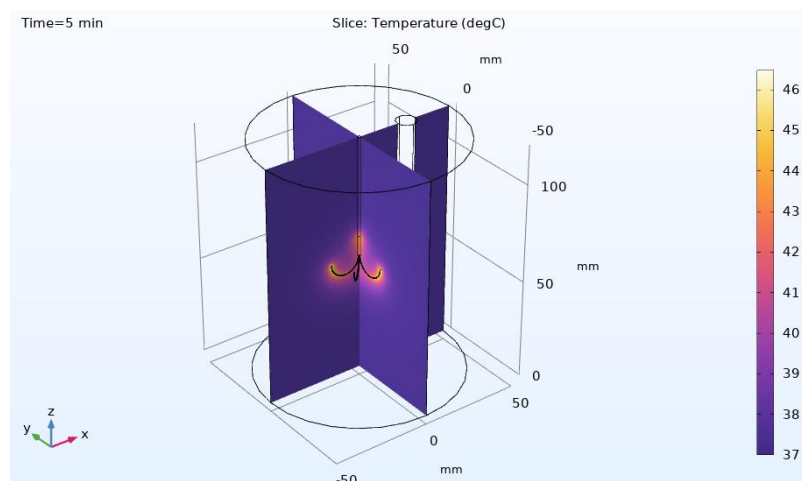


Рисунок 3.30 – Модель температури зі шкалою

В незалежності від кількості електродів температура така ж сама 46°C , тобто не залежить в зоні електродів.

Переходимо до графіка пошкодження тканин. На рисунку 3.31 зображено ділянку зонда з пошкодженими тканинами для 10 В та 5 хвилин.

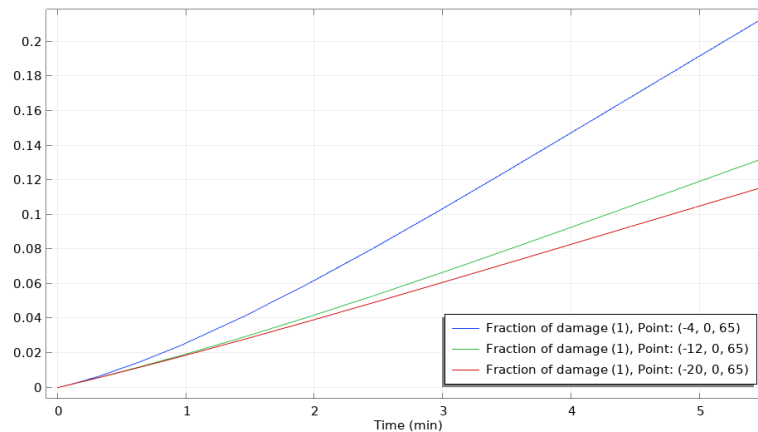


Рисунок 3.31 – Ділянка зонда з пошкодженими тканинами для 10 В та 5 ХВИЛИН

Тут ми можемо побачити, що при 10 В і 5 хвилинах клітини не знищуються. Клітини залишаються здоровими, тому 10 В це мала напруга для знищення пухлини.

Через 5 хвилин температура досягає 46°C, далі вона вже не йде що важливо. На рисунку 3.32 зображена температура на одному кінчику електрода з напругою 10 В.

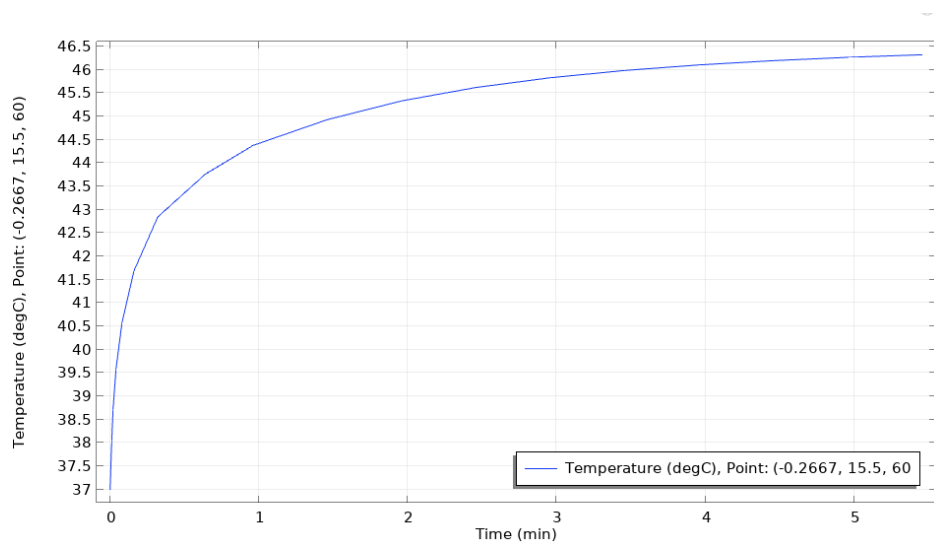


Рисунок 3.32 – Температура на одному кінчику електрода з напругою 10 В

Фракція ушкодження при даних параметрах зображена на рисунку 3.33.

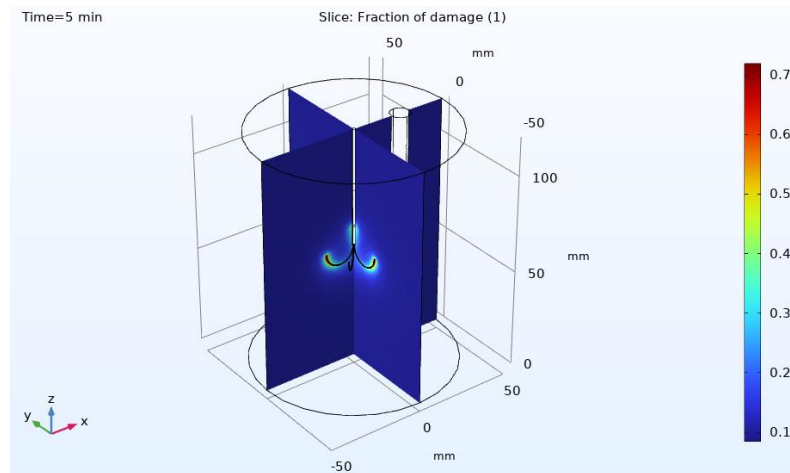


Рисунок 3.33 – Фракція ушкодження

Клітини при 10 В і 5 хвилинах не пошкоджуються. Щоб пошкодились клітини потрібно мати на шкалі мінімум 1.0, відповідно у нас зараз тільки 0.7, через це 30% клітин залишаться неушкодженими і згодом почнуть прогресувати.

Лікування 10 В не підходить для абляції пухлини печінки. Через це 30% клітин залишаться неушкодженими і згодом почнуть прогресувати.

Лікування 10 В не підходить для абляції пухлини печінки.

3.4.2 Модель абляції з 8 електродами при напрузі 22 В і 10 хвилин

Знову змінюємо параметри напруги а також часу. На рисунку 3.33 зображено

Name	Expression	Value	Description
rho_b	1000[kg/m^3]	1000 kg/m ³	Density, blood
c_b	4180[J/(kg*K)]	4180 J/(kg·K)	Heat capacity, blood
omega_b	6.4e-3[1/s]	0.0064 1/s	Blood perfusion rate
T_b	37[degC]	310.15 K	Arterial blood temperatu
T0	37[degC]	310.15 K	Initial and boundary tem
V0	22[V]	22 V	Electric voltage
xc_v	26[mm]	0.026 m	Vessel cylinder center x-c
a_time	10[min]	600 s	Ablation time

Рисунок 3.34 – Змінені параметри в таблиці на 22 В і 10 хвилин

На рис. 3.35 зображено електричний потенціал абляції при нових параметрах.

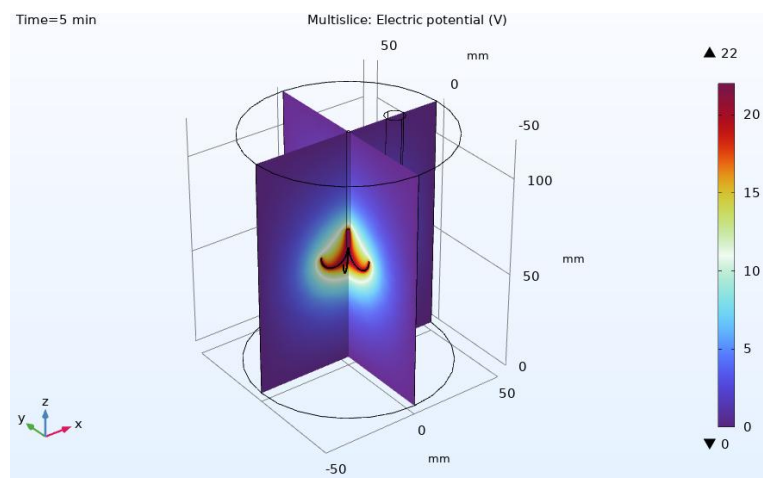


Рисунок 3.35 – Електричний потенціал абляції при 22 В і 10 хвилин

Норма електричного поля з новими параметрами зображена на рисунку 3.36.

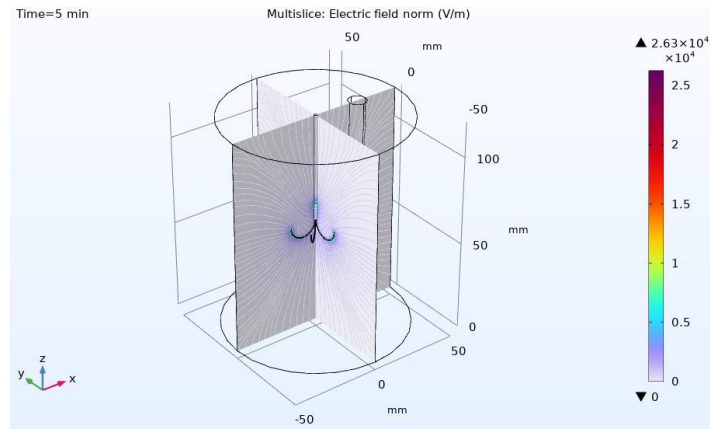


Рисунок 3.36 – Норма електричного поля

Максимальний градієнт потенціалу 2.63×10^4 (рис. 3.34). При 10 В градієнт був 1.19×10^4 а тут при 22 В у два рази більший. Градієнт потенціала пропорційний потенціалу, чим більший потенціал тим максимальніший градієнт. Температура стабільна, при 80°C кипіння не буде при напрузі 22 В. На рисунку 3.37 зображена температура.

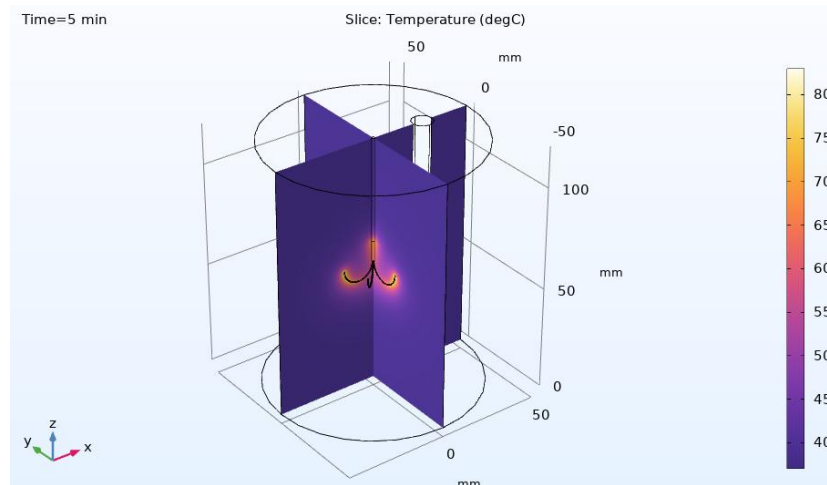


Рисунок 3.37 – Температура

На панелі керування знаходимо режим Ishotermal Contours. На рисунку 3.38 зображено ізотермічний контур моделі абляції.

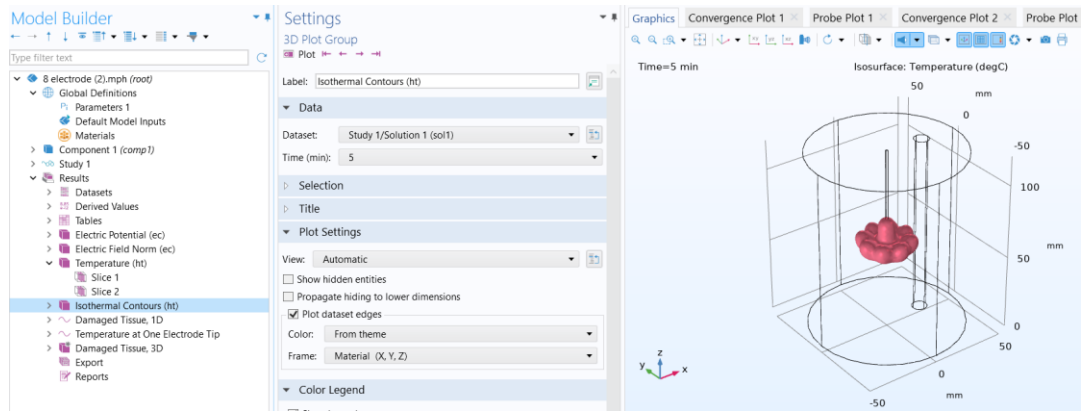


Рисунок 3.38 – Ізотермічний контур моделі абляції

Температура ізотерма дорівнює 50°C . Поверхня з однаковою температурою. Можна відмітити, що при 8 електродах з'являється область ізотерма в здовж троакара, що зображений на рисунку 3.39, на відмінну від троакара з 4 електродами.

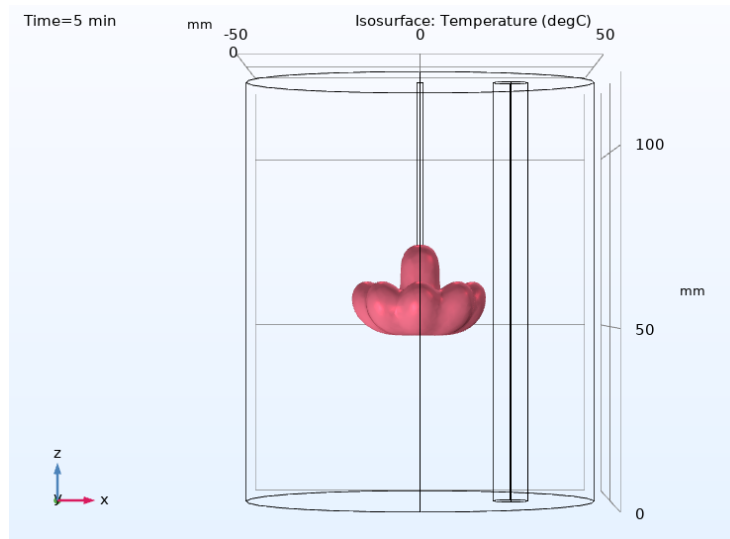


Рисунок 3.39 – Ізотермічний контур з лицьової сторони

Збільшення температури відбувається вздовж троакара. Вісім електродів змінили розподіл температури, зміни значень можна простежити на рисунку 3.40 та рисунку 3.41.

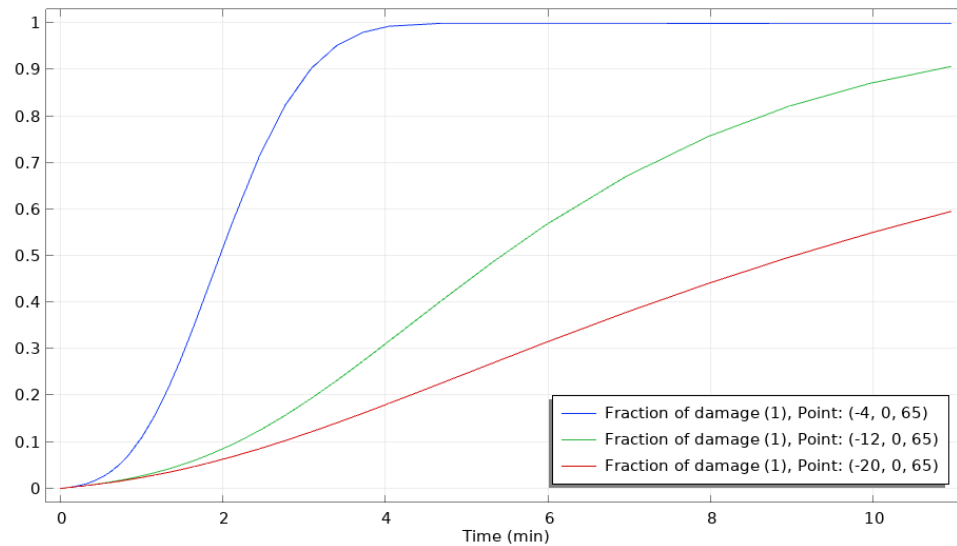


Рисунок 3.40 – Ділянка зонда з пошкодженими тканинами для 22 В та 10 хвилин

У висновку ми бачимо різні координати точок і в них абсолютно різні криві. Швидку загибель клітин має точка $(-4, 0, 65)$. Цікаво, що у чотириплечого електрода ідентичні координати точок як у восьмиплечого.

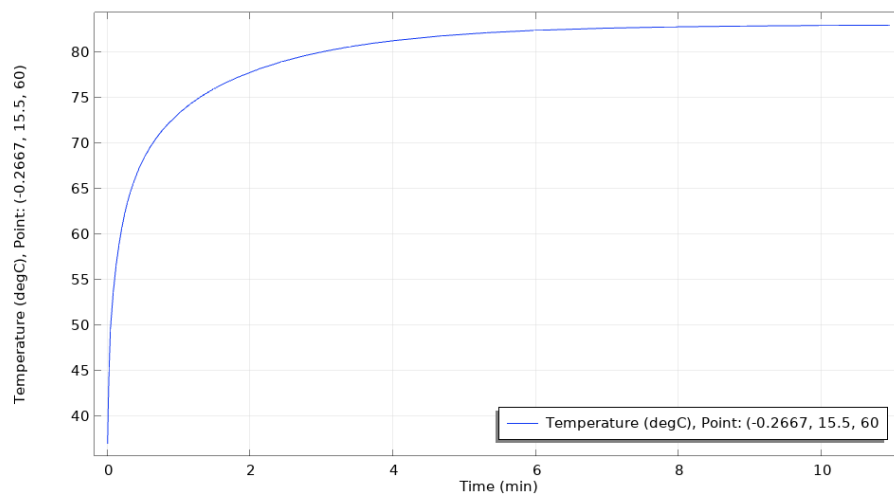


Рисунок 3.41 – Температура на одному кінчику електрода з напругою 22 В

В точці з координатами $(-0.2667, 15.5, 60)$ температура доходить до 80°C . 90% встановленого значення доходить за 1,5 хвилини. Функція ушкодження при 22 В зображена на рисунку 3.42.

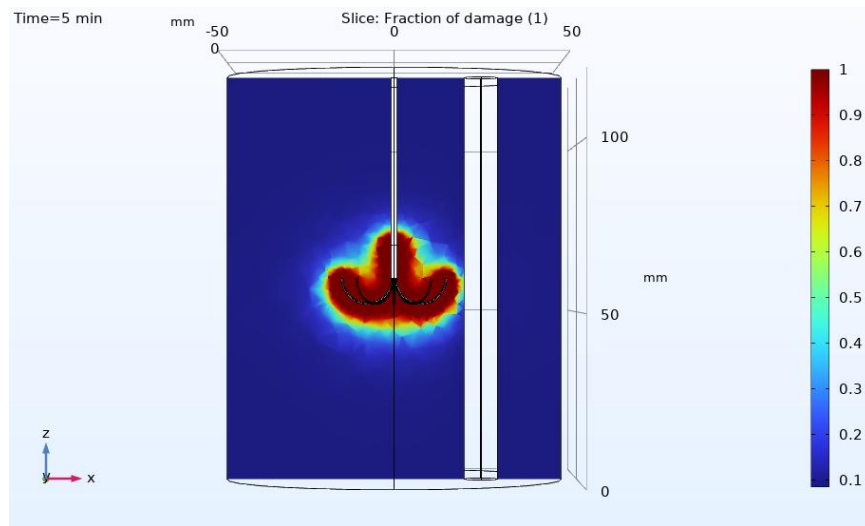


Рисунок 3.42 – Функція ушкодження при 22 В

Можна звернути увагу на форму абляції, вона має дископодібну форму і в певних ділянках може не спрацювати. Використання 8 електродів міняє форму зони поразки, вона стає ближче до диску.

3.4.3 Модель абляції з 8 електродами при напрузі 33 В і 15 хвилин

Значення нових параметрів моделювання. На рисунку 3.43 зображені зміни параметрів на 33 В і 15 хвилин.

Name	Expression	Value	Description
rho_b	1000[kg/m ³]	1000 kg/m ³	Density, blood
c_b	4180[J/(kg*K)]	4180 J/(kg·K)	Heat capacity, blood
omega_b	6.4e-3[1/s]	0.0064 1/s	Blood perfusion rate
T_b	37[degC]	310.15 K	Arterial blood temperature
T0	37[degC]	310.15 K	Initial and boundary temperature
V0	33[V]	33 V	Electric voltage
xc_v	26[mm]	0.026 m	Vessel cylinder center x-coordinate
a_time	15[min]	900 s	Ablation time

Рисунок 3.43 – Змінені параметри на 33 В і 15 хвилин

Електричний потенціал при значеннях напруги 33 В і часу 15 хвилин зображений на рисунку 3.44.

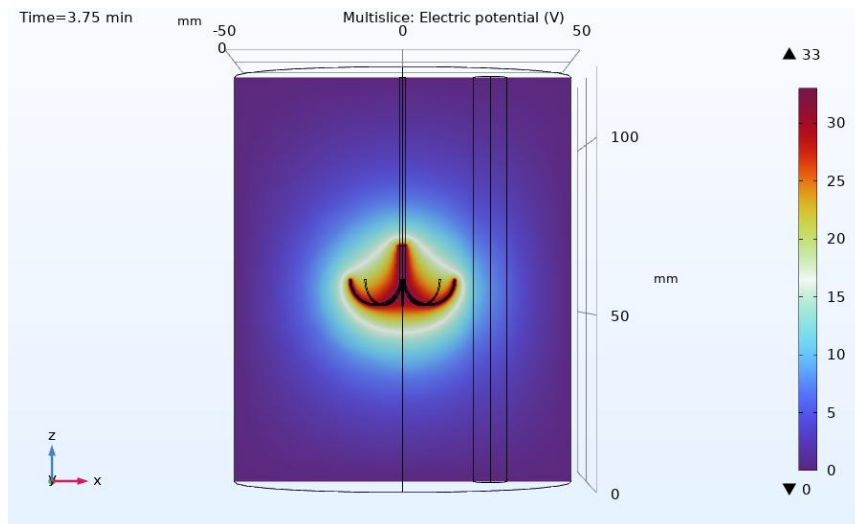


Рисунок 3.44 – Електричний потенціал при 33 В і 15 хвилин

Електричний потенціал зникає за 32 мм від центра і його немає. На рисунку 3.45 зображений максимальний градієнт.

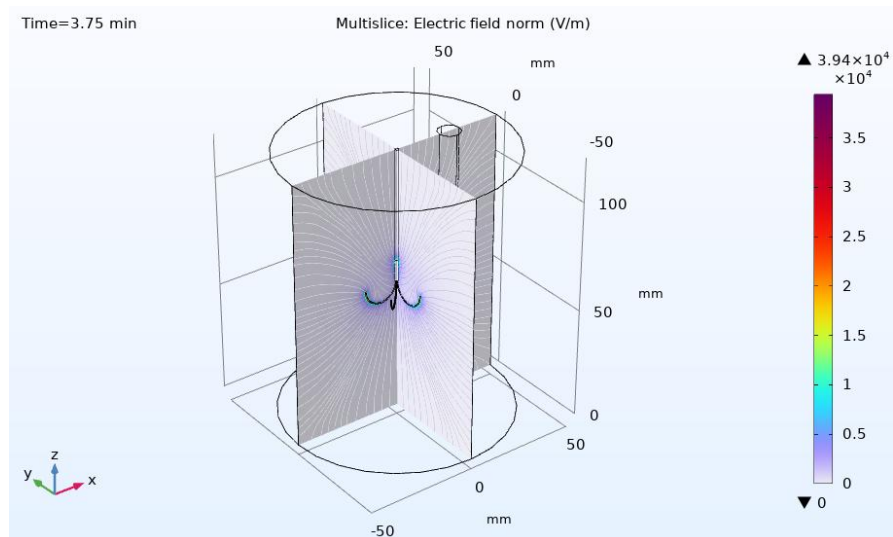


Рисунок 3.45 – Максимальний градієнт 3.94×10^4

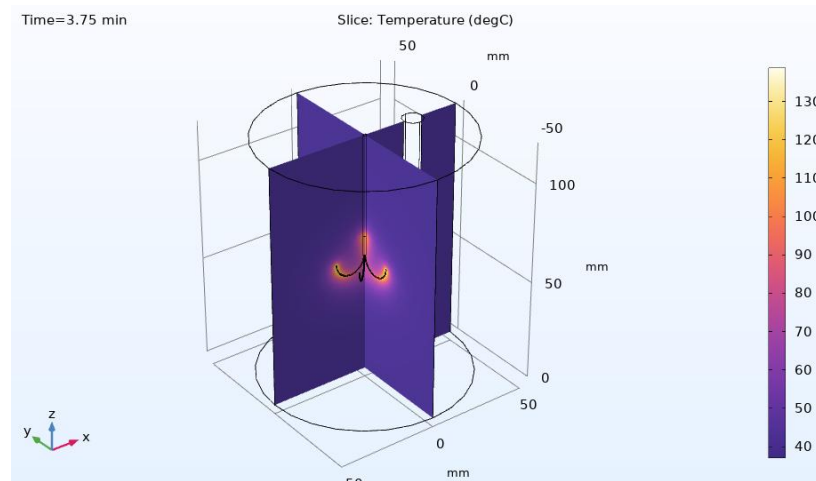


Рисунок 3.46 – Температура для 33 В і 15 хвилин

Максимальна температура 130°C при 3,75 хвилин. Це не допустима температура, яка може визвати кипіння. На рисунку 3.46 зображена температура для 30 В і 15 хвилин.

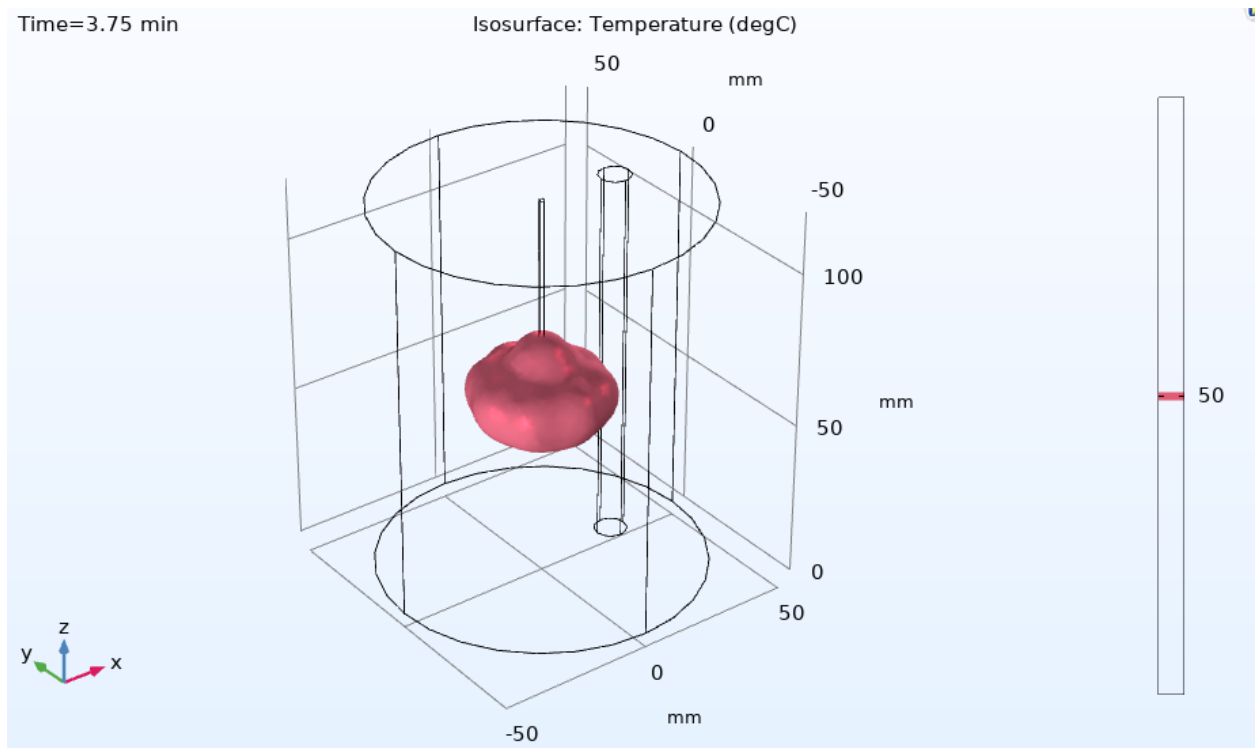


Рисунок 3.47 - Ізотермічний контур зі сторони

Не озброєним оком можна побачити, що немає западин і область абляції є у зоні троакара, що зображений на рисунку 3.48. Температура ізотермічного контуру дорівнює 50°C .

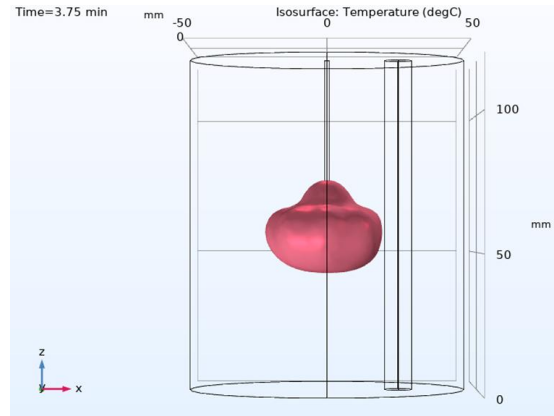


Рисунок 3.48 – Ізотермічний контур з боку

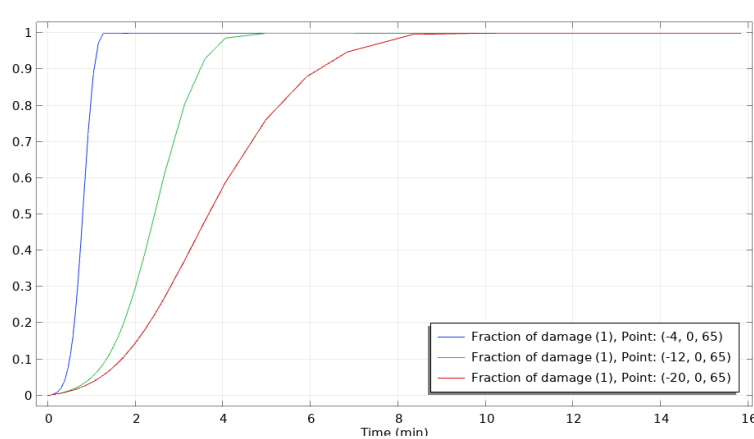


Рисунок 3.49 – Ділянка зонда з пошкодженими тканинами для 33 В та 15 хвилин

При 33 В у точці координат $(-4, 0, 65)$ все знищується за 1 хвилину, у точці $(-12, 0, 65)$ знищення відбувається на 4 хвилині. Остання точка $(-20, 0, 65)$ перестав існувати на 8 хвилині. Всі клітини знищені на 100% при 8 електродах. На рисунку 3.49 зображена ділянка зонда з пошкодженими тканинами для 33 В та 15 хвтилин.

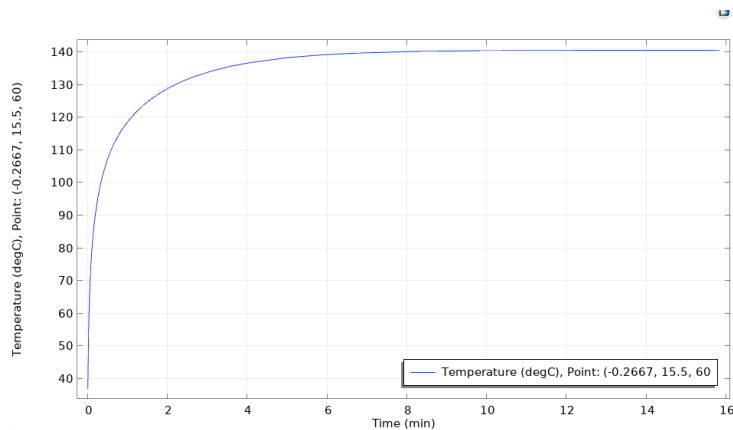


Рисунок 3.50 – Температура на одному кінчику електрода з 33 В

Температура доходить на 90% до встановленої за 2 хвилини. На рисунку 3.51 зображена функція ушкодження при 33 В.

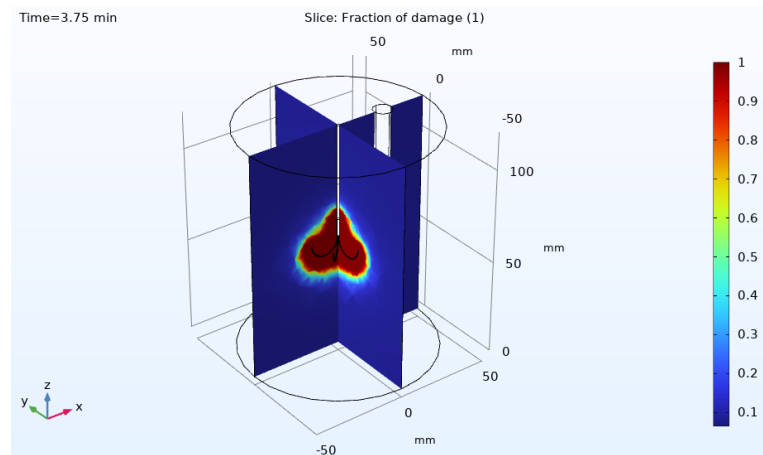


Рисунок 3.51 – Функція ушкодження при 33 В

За 3,75 хвилини абляція вбиває всі клітини в зоні на 100% як зображено на рисунку 3.51.

3.5 Спільні порівняння

Висновки щодо моделі зі збільшеним чотириплечим електродом (0,53 мм):

Моделювання проводилося при різних режимах напруги та тривалості: 10 В (5 хвилин), 22 В (10 хвилин) та 33 В (15 хвилин). При напрузі 10 В та тривалості 5 хвилин максимальна температура в зоні абляції сягала 47°C, що є достатнім для загибелі пухлинних клітин. Однак, фракція ураження була неповною (0,8), що вказує на ризик виживання частини клітин у безпосередній близькості до електродів. При напрузі 22 В та тривалості 10 хвилин спостерігалось значне підвищення температури до 90°C, що наближається до точки кипіння і може спричинити небажані термічні пошкодження та запалення. Аналіз у різних точках показав, що клітини

поблизу електрода гинуть протягом 3 хвилин, тоді як на відстані 20 мм від центру ураження було мінімальним (лише 50% клітин знищено).

При напрузі 33 В та тривалості 15 хвилин температура сягала критичних 140°C , що є неприпустимим через ризик закипання тканин та їх розриву. Незважаючи на швидке руйнування клітин (в точці (-12, 0, 65) за 8 хвилин), цей режим є небезпечним.

Основною проблемою чотириплечого електрода є нерівномірність зони ураження, що не відповідає, як правило, округлій формі пухлини. Це може призвести до неповного знищення пухлини або до пошкодження здорових тканин печінки при спробі збільшити зону абляції за рахунок підвищення напруги.

Висновки щодо моделі з восьмиплечим електродом:

Для вирішення проблеми нерівномірності було запропоновано модель з вісьмома електродами, яку тестували в аналогічних режимах. При напрузі 10 В та тривалості 5 хвилин температура досягала 46°C , проте цього було недостатньо для ефективної абляції. Фракція ушкодження сягала лише 0.7, залишаючи 30% клітин неушкодженими, що робить цей режим неефективним. При напрузі 22 В та тривалості 10 хвилин температура стабілізувалася на рівні 80°C , що є безпечним і ефективним показником. Важливою перевагою восьми електродів стала зміна форми зони ураження, яка набула більш дископодібної та рівномірної форми. З'явилася ізотермічна поверхня (50°C) вздовж троакара, що не спостерігалось у моделі з 4 електродами. При напрузі 33 В та тривалості 15 хвилин температура знову сягнула неприпустимих 130°C . Проте, навіть за короткий час (3,75 хвилини) абляція повністю знищувала клітини в зоні ураження. Зона ізотерми (50°C) стала ще більш рівномірною, набувши форми півсфери без западин, що свідчить про значне покращення рівномірності ураження. При цьому режимі всі клітини в контрольних точках були знищені на 100% за 8 хвилин.

Спільні висновки та переваги восьмиелектродної моделі

Пропорційність градієнта потенціалу: Максимальний градієнт електричного потенціалу прямо пропорційний прикладеній напрузі. Чим вищий потенціал, тим вищий градієнт.

Незалежність температури від кількості електродів: В однакових режимах напруги та часу температура в зоні біля електродів не залежить від їх кількості.

Неприпустимість високої напруги: Напруга 33 В призводить до надмірного нагрівання та закипання тканин, що є небезпечним для пацієнта.

Покращена рівномірність ураження: Несподівано, використання восьми електродів кардинально змінює форму зони абляції. Зона ураження стає значно більш рівномірною, без западин, наближаючись до форми півсфери. Це є ключовою перевагою, оскільки дозволяє більш повно та передбачувано охоплювати пухлину, мінімізуючи ризик рецидиву та пошкодження здорових тканин.

Висновок до розділу 3

Покращена рівномірність ураження: Несподівано, використання восьми електродів кардинально змінює форму зони абляції. Зона ураження стає значно більш рівномірною, без западин, наближаючись до форми півсфери. Це є ключовою перевагою, оскільки дозволяє більш повно та передбачувано охоплювати пухлину, мінімізуючи ризик рецидиву та пошкодження здорових тканин.

РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ

Дана дипломна робота виконується на базі факультета біомедичної інженерії НТУУ «КПІ імені І. Сікорського».

В даному розділі будуть виявлені та оцінені шкідливі та потенційно небезпечні фактори, що створюються під час тестування обраного методу терапії та заходи щодо їх усунення.

4.1 Характеристика приміщення

Процедура радіочастотної абляції проводиться у малій операційній, що є спеціалізованим приміщенням, яке відповідає вимогам до асептичних умов. Підлога вкрита антистатичним безшовним полімерним покриттям, що стійке до частоті обробки дезінфікуючими засобами. Стіни пофарбовані спеціальною антимікробною фарбою світлих відтінків.

Приміщення оснащено припливно-витяжною вентиляцією з НЕРА-фільтрами для забезпечення необхідної чистоти повітря. Освітлення комбіноване: загальне (стельові світильники) та місцеве (спеціалізований безтіньовий хірургічний світильник над операційним столом). Для підготовки інструментів та матеріалів у приміщенні виділена чиста зона. План приміщення схематично зображений на рис. 4.1, а параметри операційної та перелік обладнання наведено в таблиці 4.1.

Таблиця 4.1 – Характеристика малої операційної. Параметри приміщення, обладнання і оснащення

№	Найменування	Основні характеристики	Кількість	Позиція на рисунок
1	Параметри операційної	6000×5000×3000 мм; S=30 м ² ; V=90 м ³	–	–
2	Кількість працюючих	Хірург, анестезіолог, операційна медсестра	3	–
3	Природне освітлення	Вікно (герметичний склопакет) 1500х1500 мм	1	–
4	Штучне освітлення	Світильник хірургічний безтіньовий «БИОМЕД» А744,	1, 4	1

Продовження таблиці 4.1

4	Штучне освітлення	стельові світильники LED	1, 4	1
5	Апарат для РЧ – абляції	Cool-tip™ RF Ablation System E-Series Розміри: 350×450×200 мм Потужність: до 200 Вт Частота: 480 кГц	1	2
6	Апарат УЗД	GE Logiq S8 з інтраопераційним датчиком	1	3
7	Стіл операційний	БІОМЕД ЕО-01 Розміри: 2000×550×(750-1000) мм Матеріал: нержавіюча сталь, поліуретан	1	4
8	Монітор пацієнта	Heaco G3D (ЕКГ, ЧСС, SpO2, АТ)	1	5
9	Наркозо-дихальний апарат	Leon Plus, Heinen + Löwenstein	1	6
10	Шафа медична	Амед ШМ-1 Розміри: 800×400×1600 мм Матеріал: нержавіюча сталь	1	7
11	Стіл інструментальний	Амед СІ-5 Розміри: 620×420×800 мм Матеріал: нержавіюча сталь	2	8
12	Раковина хірургічна	3 ліктвовим змішувачем	1	9
13	Вогнегасник	Вуглекислотний, ВВК-3,5	1	10

Схема планування малої операційної для проведення процедур абляції наведена на рис. 4.1.

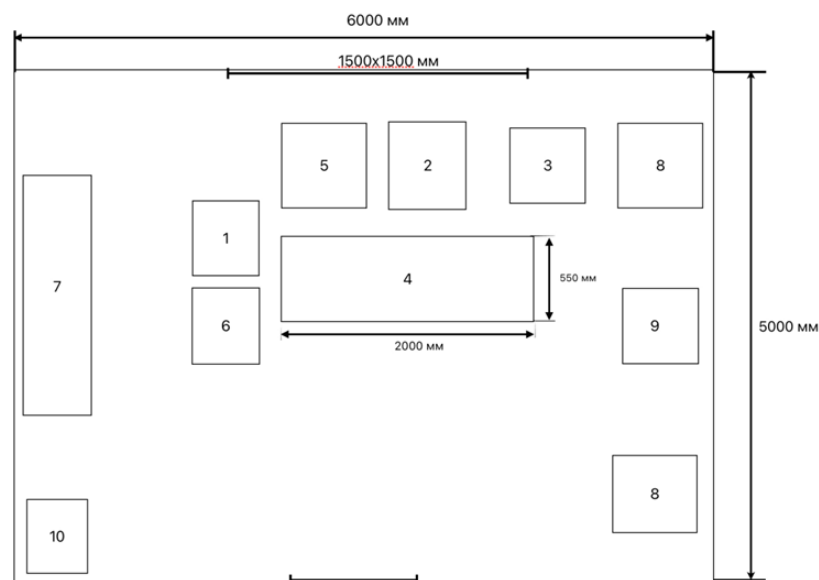


Рисунок 4.1 – Схема планування малої операційної для проведення процедур абляції

В таблиці 4.2 наведено порівняльну характеристику основних параметрів малої операційної з нормативними значеннями.

Таблиця 4.2 – Порівняння нормативних параметрів

№	Параметр кабінету	Реальне значення	Нормативне значення
1	Площа на 1 працюючого	10 м ²	не менше 6 м ²
2	Площа малої операційної	30 м ²	не менше 25 м ²
3	Кратність повітрообміну (приплив/витяжка)	12/10 (разів/год)	не менше 10/8 (разів/год)
4	Освітленість на операційному полі	30 000 лк	не менше 20 000 лк
5	Ширина дверного проходу	1,2 м	не менше 1,1 м

З результатів таблиці 4.2 робимо висновок, що дана мала операційна відповідає всім необхідним вимогам згідно з ДБН В.2.2-10:2017 «Заклади охорони здоров'я». Заходи з нормалізації умов праці проводити не потрібно, оскільки реальні значення площі приміщення, кратності повітрообміну, освітленості та ширини дверних проходів відповідають нормативним або перевищують їх.

4.2 Оцінка небезпечних та шкідливих факторів

Відповідно до Закону України «Про охорону праці», а також Державного санітару норми та правила (ДСанПіН), усі небезпечні та шкідливі виробничі фактори поділяються на 4 групи: фізичні, хімічні, біологічні та психофізіологічні. Аналіз наявності чи відсутності даних факторів під час проведення процедури радіочастотної абляції в умовах малої операційної наведено в таблиці 4.3.

Таблиця 4.3 – Небезпечні та шкідливі виробничі фактори в операційній

Група небезпечних факторів	Перелік основних чинників
Фізичні	Механічна безпека (гострий інструмент), пожежна безпека, параметри мікроклімату (температура, вологість), освітленість, неіонізуюче випромінювання (від РЧ-апарата та моніторів).

Продовження таблиці 4.3

Хімічні	Пари дезінфікуючих засобів, компоненти хірургічного диму, що утворюється при коагуляції тканин.
Біологічні	Патогенні мікроорганізми (віруси, бактерії, грибки) від пацієнта, ризик інфікування персоналу.
Психофізіологічні	Високе нервово-емоційне напруження, значне навантаження на зір та увагу, монотонність під час спостереження за моніторами.

Виходячи з результатів таблиці 4.3, бачимо, що під час процедури абляції наявні всі чотири групи небезпечних та шкідливих факторів. Згідно з завданням дипломної роботи, основна увага буде зосереджена на аналізі механічних (як частини фізичних) та біологічних небезпечних факторів, оскільки вони становлять найбільшу пряму загрозу для пацієнта та персоналу під час інвазивного втручання.

4.3 Аналіз безпеки ураження електричним струмом

Інформація про джерела безпеки ураження електричним струмом, нормативні значення та заходи захисту під час роботи з комплексом для радіочастотної абляції наведено в таблицях 4.4-4.6.

Таблиця 4.4 – Джерела безпеки

Джерело безпеки	Причина безпеки	Наслідки безпеки
Корпуси РЧ-генератора, апарата УЗД, монітора пацієнта	Пошкодження внутрішньої ізоляції, відсутність або несправність захисного заземлення.	Ураження електричним струмом медичного персоналу при дотику до корпусу.
РЧ-зонд та його кабель, кабель пасивного (нейтрального) електрода	Порушення цілісності ізоляції кабелю, злам, зношення.	Ураження струмом пацієнта або лікаря, термічні опіки пацієнта в місцях непередбачуваного контакту.
Пасивний (нейтральний) електрод пацієнта	Нещільний контакт з тілом пацієнта, висихання контактного гелю.	Термічний опік шкіри пацієнта під електродом через малу площу контакту та високу щільність струму.

Таблиця 4.5 – Реальні та нормативні фактори небезпеки

Фактори небезпеки	Реальне значення	Нормативне значення (згідно з ДСТУ EN 60601-1)
Струм витоку на корпус (для обладнання класу I)	Повинен вимірюватись при перевірці	Не більше 0,5 мА
Струм витоку на пацієнта (для робочої частини типу CF)	Повинен вимірюватись при перевірці	Не більше 0,01 мА (10 мкА)
Опір захисного заземлення	Повинен вимірюватись при перевірці	Не більше 0,2 Ом

Таблиця 4.6 – Заходи та засоби захисту

Види захисту	Засоби подолання небезпеки
Технічні заходи	Захисне заземлення корпусів усього обладнання. Використання медичної роздільної системи живлення (IT-система) з пристроєм контролю ізоляції. Подвійна та посилена ізоляція робочих частин і кабелів. Системи контролю контакту пасивного електрода в апараті РЧА.
Експлуатаційні заходи	Перед кожним використанням – візуальна перевірка цілісності ізоляції кабелів, зонда та електродів. Періодична технічна перевірка та вимірювання струмів витоку і опору заземлення.
Організаційні заходи	Проведення інструктажів з електробезпеки для персоналу. Призначення відповідальної особи за справність електрообладнання.
Режимні заходи	Будь-яке технічне обслуговування та ремонт проводити тільки кваліфікованим персоналом при повному відключенні обладнання від мережі живлення.

Приміщення малої операційної, відповідно до класифікації, належить до категорії особливо небезпечних щодо ураження електричним струмом, оскільки в ньому використовуються медичні електроапарати для інвазивних процедур на пацієнті, життєві функції якого можуть бути змінені під дією анестезії. Відповідно до ДСТУ EN 60601-1:2015 «Вироби медичні електричні. Частина 1. Загальні вимоги щодо безпеки та основних робочих характеристик», в даній операційній виконані всі необхідні захисні заходи, зокрема застосування медичної IT-системи живлення та захисного

заземлення всього обладнання, що забезпечує належний рівень електробезпеки для пацієнта та персоналу.

4.4 Пожежна безпека

Інформація про джерела небезпеки та заходи для захисту, що стосуються пожежної безпеки в малій операційній, наведено в таблицях 4.6-4.8.

Таблиця 4.6 – Джерела небезпеки

Джерело небезпеки	Причина небезпеки	Наслідок
Електрообладнання (РЧ-генератор, монітори)	Коротке замикання, перевантаження мережі, іскріння в місцях поганого контакту.	Загоряння ізоляції та частин обладнання, розповсюдження вогню, виділення токсичного диму.
Спиртовмісні антисептики	Займання парів антисептика від іскри РЧ-обладнання, якщо розчин не встиг висохнути.	Опіки пацієнта, загоряння операційної білизни.
Кисень та горючі анестетики	Витік кисню або анестетиків, що створює середовище, яке підтримує горіння.	Швидке поширення полум'я, ризик вибуху.

Таблиця 4.7 – Характеристика пожежної небезпеки приміщення

Категорія пожежної небезпеки	Клас пожежонебезпечної зони	Клас пожежі (найбільш імовірний)
В (Пожежонебезпечно)	П-Па	Е (горіння електроустановок під напругою), А (горіння твердих речовин – білизна, перев'язувальні матеріали)

Таблиця 4.8 – Заходи та засоби захисту

Вид захисту	Засоби подолання небезпеки
Технічні заходи	Наявність автоматичної пожежної сигналізації (сповіщувачі СПД-3). Оснащення приміщення вуглекислотним вогнегасником (ВВК-3,5).

Продовження таблиці 4.8

Організаційні заходи	Регулярне проведення інструктажів з пожежної безпеки з персоналом. Наявність та знання персоналом плану евакуації.
Режимні заходи	Суворі заборони використання відкритого вогню. Контроль за тим, щоб спиртовмісні антисептики повністю висохли перед активацією РЧ-апарата.
Експлуатаційні заходи	Своєчасна перевірка справності електрообладнання та мережі. Дотримання правил експлуатації апаратів.

Відповідно до Правил пожежної безпеки в Україні, в даній малій операційній дотримані всі необхідні заходи для забезпечення пожежної безпеки, враховуючи специфіку приміщення та обладнання, що використовується.

4.2.4 Безпека щодо впливу радіочастотної (РЧ) енергії

Інформація про джерела небезпеки, пов'язані з термічним впливом РЧ-енергії, та заходи захисту наведено в таблицях 4.9-4.11.

Таблиця 4.9 – Джерела небезпеки

Джерело небезпеки	Причина небезпеки	Наслідок
Активний кінчик РЧ-зонда	Встановлення надмірної потужності або тривалості процедури.	Перегрів та пошкодження здорових тканин навколо пухлини, термічний опік.
Несправність системи контролю в РЧ-генераторі	Відмова системи моніторингу імпедансу або температури.	Неконтрольоване нагрівання тканини, значне термічне ураження.
Неправильне накладання пасивного (нейтрального) електрода	Недостатня площа контакту, відклеювання електрода.	Опік шкіри пацієнта в місці накладання пасивного електрода через високу щільність струму.

Таблиця 4.10 – Реальні та нормативні фактори небезпеки

Фактор небезпеки	Реальне значення	Нормативне значення / Метод контролю
Температура в зоні абляції	60-100 °С (цільова)	Не повинна значно перевищувати 100 °С, щоб уникнути обуглювання та кипіння. Контроль за показниками імпедансу.

Продовження таблиці 4.10

Потужність генератора	РЧ-	50-150 Вт (залежить від розміру пухлини та типу зонда)	Не повинна перевищувати максимальні значення, вказані виробником для конкретного зонда.
-----------------------	-----	--	---

Таблиця 4.11 – Заходи та засоби захисту

Вид захисту	Засоби подолання небезпеки
Технічні заходи	Використання РЧ-генераторів із вбудованою системою моніторингу імпедансу та температури, яка автоматично регулює або відключає потужність. Застосування системи контролю якості контакту пасивного електрода (REM).
Експлуатаційні заходи	Ретельне розміщення пасивного електрода на великій м'язовій поверхні. Постійний моніторинг параметрів процедури на екрані генератора.

Відповідно до ДСТУ EN 60601-2-2:2015 (Вимоги щодо безпеки високочастотних хірургічних апаратів), в апаратурі та процедурі проведення абляції враховані всі ключові вимоги для запобігання неконтрольованому термічному впливу на пацієнта.

Висновок до розділу 4

У даному розділі були розглянуті основні потенційні небезпеки, що можуть виникнути під час проведення процедури радіочастотної абляції пухлини печінки в умовах спеціалізованої малої операційної.

Для кожного виду небезпеки були визначені джерела, причини та можливі наслідки. На основі чинних державних та міжнародних стандартів (ДБН, ДСТУ, EN) були запропоновані та обґрунтовані технічні, організаційні, режимні та експлуатаційні заходи захисту. Було показано, що спроектована мала операційна та запропоноване обладнання відповідають усім нормативним вимогам щодо безпеки. Дотримання розроблених інструкцій та заходів дозволить мінімізувати ризики та забезпечити високий рівень безпеки для пацієнта та медичного персоналу.

ВИСНОВКИ

Під час виконання дипломної роботи було проведено огляд літератури з обраної теми та розглянуто задачі, поставлені перед нами. На основі аналізу було обрано програмне забезпечення COMSOL Multiphysics 6.2 для проведення подальшого математичного моделювання.

Метою роботи було удосконалення та дослідження мультифізичної моделі абляції пухлини печінки для визначення оптимальних параметрів та конструкції інструменту, що дозволить підвищити ефективність та безпеку процедури. Для досягнення цієї мети було виконано такі завдання: проведено аналіз сучасних методів абляції та принципів їх моделювання, розроблено 3D модель у середовищі COMSOL, що об'єднує процеси теплопереносу (на основі рівняння біотеплопереносу Пеннеса) та електричного поля, і проведено порівняльний аналіз двох конструкцій електродів: збільшеного чотириплечого та вдосконаленого восьмиплечого.

Аналіз моделі зі збільшеним чотириплечим електродом показав його суттєві недоліки. Головною проблемою є нерівномірність зони ураження, яка не відповідає сферичній формі більшості пухлин. Це створює ризик неповного руйнування пухлини по краях або, навпаки, надмірного пошкодження здорових тканин при спробі компенсувати це збільшенням потужності. Моделювання показало, що режим 10 В (47°C) є недостатнім для повного знищення клітин (фракція ураження 0,8), а режим 33 В є небезпечним, оскільки призводить до нагрівання тканин до 140°C, що викликає закипання та розрив тканин.

На противагу цьому, моделювання восьмиплечого електрода продемонструвало значні переваги. Ключовим досягненням є кардинальна зміна форми зони ураження, яка стає значно більш рівномірною, без западин наближаючись до ідеальної форми півсфери або диску. Це дозволяє більш повно та передбачувано охоплювати пухлину. Хоча режим 10 В (46°C) також

виявився неефективним (фракція ураження 0,7) , режим 22 В забезпечив стабільну температуру 80°C, що є безпечним та ефективним показником.

Важливо, що при 33 В, незважаючи на також надмірно високу температуру (130°C), повне (100%) знищення клітин у всіх контрольних точках було досягнуто значно швидше – за 8 хвилин, що відкриває потенціал для скорочення часу процедури.

Таким чином, у ході роботи було доведено, що конструкція абляційного інструменту відіграє вирішальну роль у формуванні зони некрозу. Восьмиплечий електрод забезпечує значно кращу рівномірність термічного впливу порівняно з чотириплечим, що є ключовою перевагою для ефективного лікування. Проведене моделювання підтверджує, що програмний комплекс COMSOL Multiphysics є потужним інструментом для дослідження, оптимізації та віртуального тестування медичних приладів та методів лікування, дозволяючи передбачити результат та підвищити безпеку процедури абляції ще на етапі її планування.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Абляція URL:
<https://uk.wikipedia.org/wiki/%D0%90%D0%B1%D0%BB%D1%8F%D1%86%D1%96%D1%8F>
2. Ablation – Liver Cancer UA URL: <https://livercanceruk.org/liver-cancer-information/types-of-treatment/ablation/>
3. Dovepres URL: <https://www.dovepress.com/challenges-facing-percutaneous-ablation-in-the-treatment-of-hepatocell-peer-reviewed-fulltext-article-JHC#ref-cit0013>
4. Зображення URL:
https://www.dovepress.com/article/fulltext_file/298709/aW1n/JHC_A_298709_O_F0005g.jpg
5. Зображення 2 URL:
https://www.dovepress.com/article/fulltext_file/298709/aW1n/JHC_A_298709_O_F0004g.jpg
6. Локальна абляція при гепатоцелюлярній карциномі URL: <https://www.e-jlc.org/journal/view.php?number=576>
7. Онкологія – причина, діагностика URL:
<https://oncocentr.com.ua/uk/onkologiya-rak-prychini-diagnostyka-likuvannya/>
8. Thermal Ablation for Hepatocellular Carcinoma: Comparison of Radiofrequency and Microwave Ablation URL: <https://www.mdpi.com/2072-6694/15/19/4763>
9. МедЛена URL: <https://medlena.com.ua/pages/fordoctors/>
10. Intraoperative Microwave Ablation of Hepatic Tumors with Multiple Antennas: Initial Experience. URL:
<https://www.ajronline.org/doi/full/10.2214/AJR.05.0804>
11. World Journal of Gastroenterology. Microwave ablation for colorectal liver metastases: Current status and future directions URL:
<https://www.wjgnet.com/1948-9366/full/v17/i1/101162.htm>

12. Moffitt Cancer Center. How Is Ablation Used to Treat Liver Cancer? URL:
<https://www.moffitt.org/cancers/liver-hepatocellular-cancer/faqs/how-is-ablation-used-to-treat-liver-cancer/>
13. Лапароскопічна радіочастотна абляція пухлин печінки URL:
<https://www.yalemedicine.org/clinical-keywords/laparoscopic-radiofrequency-ablation-of-liver-tumors>
14. Cancer Research UK URL: <https://www.cancerresearchuk.org/about-cancer/neuroendocrine-tumours-nets/treatment/radiofrequency-ablation-microwave-ablation>
15. Американський журнал рентгенології URL:
<https://www.ajronline.org/doi/10.2214/AJR.07.2671>
16. Advanced Midwest Interventional Radiology URL:
<https://www.advancedmidwestir.com/liver-tumor-ablation-interventional-radiology-new-lenox-il.html>
17. Вікіпедія URL: https://uk.wikipedia.org/wiki/COMSOL_Multiphysics
18. Основи моделювання в COMSOL Multiphysics URL:
http://geometry.karazin.ua/resources/documents/20190113222059_d9f77bc6.pdf
19. Национальная медицинская библиотека США. Laser ablation of hepatocellular carcinoma: A review URL:
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4209416/>
20. Дипломна робота - КПІ ім. Ігоря Сікорського URL:
<https://ela.kpi.ua/server/api/core/bitstreams/6504dd94-1381-489f-86d2-a129cca0bd20/content>
21. National Institutes of Health (NIH) URL:
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36354567/>
22. Национальная медицинская библиотека США. Radiofrequency ablation for primary and secondary liver tumors. URL:
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11942016/>
23. Simulating Bioheating and Tissue Ablation in the COMSOL Software URL:

https://youtu.be/kgwm7o1AKho?si=apNK_8YA_TTmnQ09

24. COMSOL. Radio Frequency Tissue Ablation Simulation with COMSOL Multiphysics® Software. URL: <https://www.comsol.com/paper/radio-frequency-tissue-ablation-simulation-with-comsol-multiphysics-software-40522>
25. Біомедична інженерія онлайн URL: https://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/1475-925X-3-27?utm_source=chatgpt.com
26. Національний центр біотехнологій URL: https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC11644961/?utm_source=chatgpt.com
27. MDPI URL: https://www.mdpi.com/2072-6694/15/23/5684?utm_source=chatgpt.com
28. Hepatic Tumor Ablation URL: <https://www.comsol.com/model/hepatic-tumor-ablation-497>