

**МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
“КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО”**

**ФАКУЛЬТЕТ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ
КАФЕДРА БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ**

ЗВІТ

з переддипломної практики

Спеціальність 163 Біомедична інженерія
(код і назва)

Освітньо-професійна програма Медична інженерія
(назва)

першого (бакалаврського) рівня вищої освіти

форма навчання Денна

на тему: **“Моделювання абляції пухлини печінки в програмному забезпеченні
COMSOL”**

Студент групи Вікторія ХОДАНІЦЬКА
(власне ім'я та прізвище, підпис)

Керівник практики від підприємства Юрій САВРІЙ
(власне ім'я та прізвище, підпис)

Керівник ДР Олексій ЛЕБЕДЄВ
(власне ім'я та прізвище, підпис)

Засвідчую, що у цьому звіті немає
запозичень з праць інших авторів без
відповідних посилань.

Студент _____
(підпис)

Київ – 2025 р

ЗМІСТ

ВСТУП.....	3
РОЗДІЛ 1 ТЕОРЕТИЧНІ ВІДОМОСТІ.....	5
1.1 Суть процесу абляції пухлин печінки.....	5
1.2 Методи термічної абляції: радіочастотна, мікрохвильова, лазерна, ультразвукова	6
1.3 Основи мультифізичного моделювання в програмі COMSOL	8
Висновок до розділу 1	9
РОЗДІЛ 2 ОБҐРУНТУВАННЯ МЕТОДІВ МОДЕЛЮВАННЯ.....	11
2.1 Вибір фізичних процесів для моделювання	11
2.2 Вибір геометрії моделі та параметрів матеріалів	12
2.3 Визначення вхідних параметрів.....	14
РОЗДІЛ 3 РОЗРОБКА МУЛЬТИФІЗИЧНОЇ МОДЕЛІ	17
ВИСНОВОК.....	24
СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ.....	25

ВСТУП

Місце проходження практики – ПП “Ортопедсервісцентр”.

Рак печінки є однією з основних причин смертності від онкологічних захворювань у всьому світі. У зв'язку з цим постійно зростає потреба в розробці та вдосконаленні методів лікування, які б забезпечували високу ефективність при мінімальній інвазивності. Абляція пухлин печінки є одним із таких перспективних напрямків. Цей метод передбачає знищення пухлинних клітин шляхом безпосереднього впливу на них різними видами енергії, такими як тепло, холод або хімічні речовини. Особливо актуальним є застосування абляції для лікування невеликих пухлин або у випадках, коли хірургічне втручання є неможливим або пов'язане з високим ризиком для пацієнта [1].

На сьогоднішній день існує кілька основних методів абляції пухлин печінки, серед яких особливе місце займають термічні методи. До них належать радіочастотна абляція (РЧА), мікрохвильова абляція (МВА), лазерна абляція (ЛА) та ультразвукова абляція (УЗА), включаючи високоінтенсивний сфокусований ультразвук (HIFU). Кожен із цих методів має свої унікальні механізми дії, переваги та недоліки. Наприклад, РЧА використовує високочастотні радіохвилі для нагрівання та знищення пухлинних клітин. МВА застосовує електромагнітні хвилі мікрохвильового діапазону для швидкого нагрівання тканини [2]. ЛА використовує енергію лазерного випромінювання, яка поглинається тканиною, викликаючи її руйнування. УЗА (HIFU) є неінвазивним методом, що використовує сфокусовані ультразвукові хвилі для створення локалізованого нагрівання в пухлині [3].

Розробка та оптимізація процедур абляції є складним завданням, що вимагає глибокого розуміння фізичних процесів, які відбуваються під час лікування. У цьому контексті мультифізичне моделювання набуває особливої актуальності. Воно дозволяє досліджувати взаємодію різних фізичних явищ, таких як теплопередача та електромагнітні поля, що є ключовими для термічної абляції. За допомогою моделювання можна визначати оптимальні параметри процедури,

наприклад, потужність, частоту та час впливу, для досягнення максимальної ефективності лікування при мінімальному ризику пошкодження здорових тканин [4]. Програмне забезпечення COMSOL є потужним інструментом, що надає широкі можливості для мультифізичного моделювання в різних галузях, включаючи біомедичну інженерію та онкологію [5].

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

Мета роботи: Дослідження можливостей мультифізичного моделювання процесу абляції пухлини печінки в програмному забезпеченні COMSOL. У звіті буде розглянуто теоретичні основи абляції та мультифізичного моделювання, геометрії моделі та параметрів матеріалів для моделювання різних методів термічної абляції, а також обговорено можливості дослідження залежності розподілу температури від технологічних параметрів, таких як напруга, частота та потужність.

РОЗДІЛ 1 ТЕОРЕТИЧНІ ВІДОМОСТІ

1.1 Суть процесу абляції пухлин печінки

Абляція – це форма лікування раку, яка може бути доцільною для певних пацієнтів з раком печінки (рис. 1.1), [6].

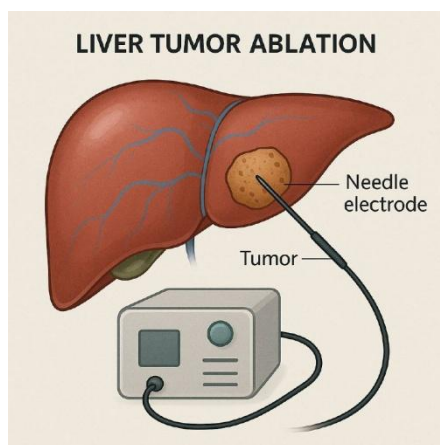


Рисунок 1.1 – Приклад абляції пухлини печінки

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. Залежно від використовуваного методу, абляція може здійснюватися за допомогою тепла (термічна абляція), холоду (кріоабляція) або хімічних речовин (наприклад, ін'єкція етанолу). Термічна абляція є одним з найбільш поширених підходів і включає такі методи, як радіочастотна, мікрохвильова, лазерна та ультразвукова абляція.

Механізми руйнування пухлинних клітин при різних методах абляції різняться. Термічні методи, такі як радіочастотна, мікрохвильова та лазерна абляція, призводять до загибелі клітин внаслідок нагрівання тканини до

критично високих температур, зазвичай вище 45-60°C. Радіочастотна абляція використовує високоенергетичні радіохвилі, що викликають іонну ажитацию та фрикційне нагрівання тканини. Мікрохвильова абляція застосовує електромагнітні хвилі мікрохвильового діапазону, які змушують полярні молекули води в тканині коливатися, що призводить до швидкого нагрівання [7]. Лазерна абляція використовує енергію лазерного випромінювання, яка поглинається тканиною, перетворюючись на тепло та викликаючи її некроз. Ультразвукова абляція, зокрема HIFU, використовує сфокусовані ультразвукові хвилі для створення високоінтенсивного локалізованого нагрівання, що призводить до коагуляційного некрозу пухлинних клітин [8].

Застосування абляції при лікуванні пухлин печінки має свої показання та протипоказання. Абляція часто використовується для лікування невеликих пухлин, розміром до 3-5 см, особливо коли хірургічне втручання не є оптимальним варіантом через стан здоров'я пацієнта або знижену функцію печінки. У деяких випадках абляція може застосовуватися як паліативне лікування або як міст до трансплантації печінки. Проте існують і протипоказання, такі як великі розміри пухлини (більше 5 см), розташування пухлини поблизу великих кровоносних судин, жовчних проток або діафрагми, а також деякі супутні захворювання [7].

1.2 Методи термічної абляції: радіочастотна, мікрохвильова, лазерна, ультразвукова

Радіочастотна абляція (РЧА) є одним з найбільш поширених методів. Вона базується на використанні високочастотного змінного струму (зазвичай в діапазоні 400-500 кГц), який подається через спеціальний електрод, введений безпосередньо в пухлину (рис.1.2). Проходження струму через тканину викликає іонну ажитацию та фрикційне нагрівання, що призводить до підвищення

температури в пухлині до 60-100°C і, як наслідок, до коагуляційного некрозу пухлинних клітин [6]. Перевагами РЧА є її мінімальна інвазивність, прийнятна частота ускладнень та ефективний локальний контроль невеликих пухлин. До недоліків можна віднести обмежений об'єм абляції (зазвичай до 4-5 см в діаметрі), технічні складності при лікуванні пухлин, розташованих поблизу великих кровоносних судин через ефект "тепловідведення", а також ризик обсіменіння голкового тракту [9].

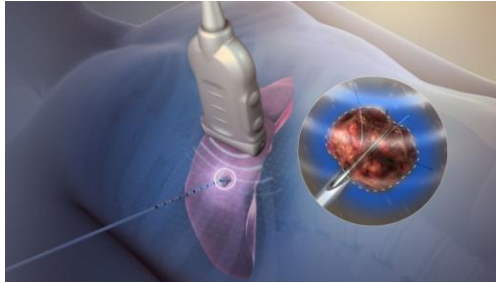


Рисунок 1.2 – Введений електрод в пухлину

Мікрохвильова абляція (МХА) є ще одним ефективним методом термічної абляції. Вона використовує електромагнітні хвилі в мікрохвильовому діапазоні (зазвичай 900-2500 МГц) для швидкого нагрівання пухлинної тканини.

Мікрохвильова енергія викликає коливання полярних молекул води в тканині, що призводить до швидкого підвищення температури та некрозу пухлинних клітин. МХА має ряд переваг порівняно з РЧА, включаючи швидше нагрівання, здатність створювати більші зони абляції та меншу залежність від ефекту "тепловідведення" кровоносними судинами. Крім того, МХА дозволяє одночасно аблювати кілька пухлин. До потенційних недоліків МХА належать можливість створення менш передбачуваних зон некрозу та підвищений ризик пошкодження сусідніх органів через більші розміри абляції [10].

Лазерна абляція (ЛА) є методом термічної абляції, що використовує енергію лазерного випромінювання для нагрівання та знищення пухлинних клітин. Лазерне випромінювання, зазвичай з довжиною хвилі 800-1064 Нм, передається через тонке оптичне волокно, введене в пухлину. Поглинання лазерної енергії тканиною призводить до її швидкого нагрівання та некрозу. Перевагами ЛА є її

висока точність та мінімальна інвазивність завдяки використанню тонких голок, а також низький ризик кровотечі та обсіменіння голкового тракту. ЛА також може бути ефективною для лікування множинних пухлин. До недоліків можна віднести технічну складність точного розміщення оптичних волокон, а також чутливість до ефекту "тепловідведення" кровоносними судинами. Крім того, ЛА є менш дослідженим та використовуваним методом порівняно з РЧА та МВА.

Ультразвукова абляція (УЗА), включаючи високоінтенсивний сфокусований ультразвук (HIFU), є неінвазивним методом термічної абляції. Він використовує сфокусовані ультразвукові хвилі високої інтенсивності для створення локалізованого нагрівання в пухлині, що призводить до коагуляційного некрозу ракових клітин. Однією з головних переваг УЗА є її неінвазивність, оскільки енергія направляється в пухлину ззовні, без необхідності введення інструментів через шкіру. УЗА також характеризується меншою токсичністю порівняно з іншими методами абляції та швидшим відновленням пацієнтів. Крім того, УЗА може бути ефективною для лікування пухлин, розташованих поблизу великих кровоносних судин. До обмежень УЗА можна віднести можливість її застосування, яка може бути обмежена наявністю акустичного вікна для проходження ультразвукових хвиль (наприклад, через кісткові структури або газові включення), а також складність контролю температури в режимі реального часу [8].

1.3 Основи мультифізичного моделювання в програмі COMSOL

COMSOL Multiphysics є потужним програмним забезпеченням, яке дозволяє здійснювати мультифізичне моделювання, тобто моделювання процесів, що включають взаємодію кількох різних фізичних явищ. Програма надає широкі можливості для моделювання теплопереносу та електромагнітних полів, що є ключовими для розуміння та оптимізації процесів абляції пухлин печінки [11].

Для моделювання теплопереносу в COMSOL Multiphysics існує спеціалізований модуль Heat Transfer Module, який включає різні фізичні інтерфейси для опису теплопровідності, конвекції та випромінювання. Цей модуль дозволяє враховувати теплоперенос як у твердих тілах, так і в рідинах та газах, що є важливим при моделюванні біологічних тканин з їх складною структурою та кровотоком. Для моделювання електромагнітних полів в COMSOL Multiphysics передбачені модулі AC/DC Module та RF Module. Модуль AC/DC Module призначений для моделювання електромагнітних полів на низьких частотах та в статичних умовах, що є актуальним для радіочастотної абляції. Модуль RF Module використовується для моделювання високочастотних електромагнітних полів, які застосовуються в мікрохвильовій абляції. Для моделювання поширення ультразвукових хвиль, що використовуються в ультразвуковій абляції (HIFU), в COMSOL Multiphysics є модуль Acoustics Module [12].

Однією з ключових особливостей COMSOL Multiphysics є можливість комбінування різних фізичних інтерфейсів для мультифізичного моделювання. Наприклад, для моделювання термічних ефектів, викликаних електромагнітними полями при радіочастотній та мікрохвильовій абляції, використовується мультифізичний інтерфейс Electromagnetic Heating, який автоматично зв'язує електромагнітні втрати з теплопередачею [13]. Для моделювання теплопереносу в біологічних тканинах з урахуванням кровотоку використовується інтерфейс Bioheat Transfer, який базується на рівнянні біотеплопередачі Пеннеса [14].

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. Ці теоретичні знання є необхідними для обґрунтування вибору конкретних методів моделювання, які будуть детально розглянуті в наступному розділі звіту.

РОЗДІЛ 2 ОБҐРУНТУВАННЯ МЕТОДІВ МОДЕЛЮВАННЯ

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 [15].

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 (SAR), яка є джерелом тепла в тканині. Важливо враховувати діелектричні властивості тканини, такі як діелектрична проникність та електропровідність, які можуть залежати від частоти та температури [6].

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 [16].

2.2 Вибір геометрії моделі 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 [17].

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 [18].

Параметр	Одиниця виміру	Печінка (типове значення)	Пухлина (типове значення)
Теплопровідність	Вт/(м·К)	0,44 – 0,52	0,44
Теплоємність	Дж/(кг·К)	3400 - 3600	3600
Щільність	кг/м ³	1050 - 1060	1040
Електропровідність (РЧА)	См/м	0,12 – 0,146	0,5
Електропровідність (МВА)	См/м	0,861 (915 МГц)	0,81 (915 МГц)

Діелектрична проникність (МВА)	-	46,8 (915 МГц)	44,6 (915 МГц)
Перфузія крові	1/с	0,004 – 0,008	Залежить від пухлини
Коефіцієнт поглинання (УЗА, 1 МГц)	дБ/см	0,6	Залежить від пухлини
Швидкість звуку (УЗА)	м/с	1540	Залежить від пухлини

Таблиця 2.1 – Типові параметри матеріалів для моделювання абляції печінки

2.3 Визначення вхідних параметрів

Визначення правильних вхідних параметрів є критично важливим для отримання адекватних результатів моделювання абляції пухлини печінки. Для радіочастотної абляції основними вхідними параметрами є напруга, що подається на електрод, та частота змінного струму. Напруга визначає силу струму та кількість виділеного тепла, і її типові значення можуть варіюватися від 10 до 50 В. Частота змінного струму зазвичай становить 300-550 кГц, хоча досліджується також використання нижчих частот [19].

При мікрохвильовій абляції ключовими вхідними параметрами є потужність мікрохвильового випромінювання та його частота. Потужність, яка зазвичай

знаходиться в діапазоні 10-80 Вт, впливає на швидкість нагрівання та розмір зони абляції. Частота мікрохвиль найчастіше використовується на рівні 915 МГц або 2,45 ГГц [20].

Для лазерної абляції важливими вхідними параметрами є потужність лазерного випромінювання та його довжина хвилі. Потужність лазера (від одиниць до десятків Ватт) визначає інтенсивність нагрівання тканини, а довжина хвилі (зазвичай в ближньому інфрачервоному діапазоні, 800-1064 нм) впливає на глибину проникнення та поглинання енергії в тканині [21].

При ультразвуковій абляції (HIFU) основними вхідними параметрами є інтенсивність та частота ультразвуку. Інтенсивність ультразвуку (від сотень до тисяч Вт/см²) є ключовим фактором, що визначає ступінь нагрівання тканини. Частота ультразвуку (зазвичай в діапазоні 0,5-5 МГц) впливає на глибину проникнення та розмір фокальної зони.

Крім технологічних параметрів, для моделювання необхідно визначити початкову температуру всіх областей моделі, яка зазвичай встановлюється на рівні температури тіла (37°C або 310 K). Також необхідно задати граничні умови на зовнішніх поверхнях моделі, які можуть включати фіксовану температуру або моделювання теплообміну з навколишнім середовищем.

Висновок до розділу 2

У цьому розділі було обґрунтовано вибір фізичних процесів для моделювання абляції пухлини печінки в COMSOL Multiphysics для різних методів термічної абляції. Було розглянуто особливості вибору геометрії моделі та параметрів матеріалів, а також визначено типові вхідні параметри, що

використовуються в моделюванні, такі як напруга, частота, потужність та інтенсивність залежно від методу абляції, а також початкові та граничні умови.

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.

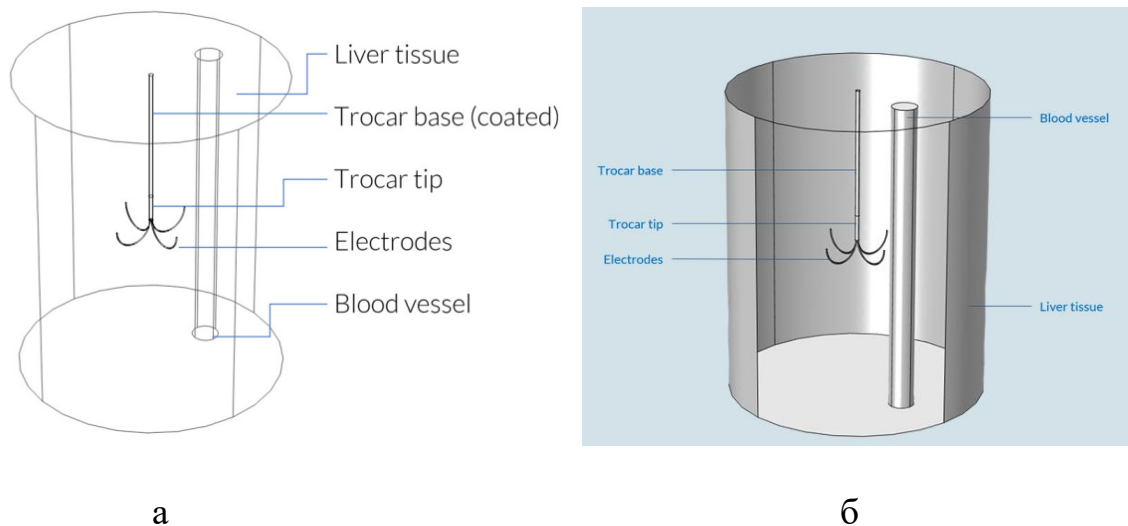


Рисунок 3.1 – Циліндрична модельна область з чотириплечим електричним зондом посередині, розташований поруч із великою кровоносною судиною:

а – малюнок циліндричної моделі; б – геометрія циліндричної моделі

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. Троакар 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 (K). 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:

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

: де δ_{ts} – коефіцієнт масштабування за часом; ρ – густина тканини (кг/м³); C – питома теплоємність тканини (Дж/(кг·K)); та k – її теплопровідність (Вт/(м·K)).

У правій частині рівності ρ_b вказує густину крові (кг/м^3); C_b – питома теплоємність крові ($\text{Дж}/(\text{кг}\cdot\text{К})$); ω_b – швидкість її перфузії ($1/\text{с}$); T_b – температура артеріальної крові (К); тоді як Q_{met} та Q_{ext} – джерела тепла від метаболізму та просторового нагрівання відповідно (Вт/м^3).

У цьому прикладі рівняння біотепла також моделює теплопередачу в різних частинах зонда з відповідними значеннями питомої теплоємності C ($\text{Дж}/(\text{кг}\cdot\text{К})$) та теплопровідності k ($\text{Вт}/(\text{м}\cdot\text{К})$). 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:

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

де A – коефіцієнт частоти (с^{-1}), а ΔE – енергія активації незворотної реакції пошкодження (Дж/моль). Ці два параметри залежать від типу тканини. Частка некротичної тканини, θ_d , тоді виражається за формулою:

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

Електричний струм: визначальним рівнянням для інтерфейсу електричних струмів є:

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

де V – потенціал (В), σ – електропровідність (См/м), J^e – зовнішньо генерована густина струму (А/м^2), Q_j – джерело струму (А/м^3).

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

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

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

Граничні умови для інтерфейсу електричних струмів такі:

$$V = 0 \quad \text{на стінці циліндра;}$$

$$V = V_0 \quad \text{на поверхнях електродів;}$$

$$n \cdot (J_1 - J_2) = 0 \quad \text{на всіх інших межах.}$$

Граничні умови для рівняння біотепла:

$$T = T_b \quad \text{на стінці циліндра та стінці кровоносної судини;}$$

$$n \cdot (k_1 \nabla T_1 - k_2 \nabla T_2) = 0 \quad \text{на всіх внутрішніх межах.}$$

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 2 ілюструє температурне поле в кінці процедури.

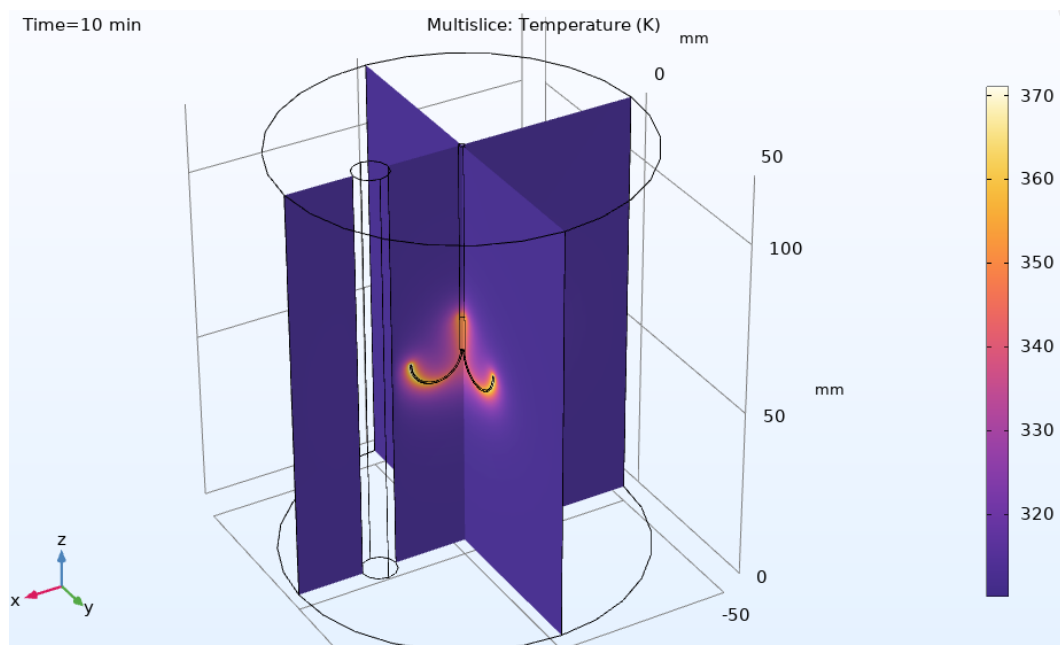


Рисунок 3.2 – Температурне поле на момент часу 10 хвилин

Рисунок 3.3 показує температуру на кінчику одного з електродних плечей. Температура швидко підвищується, доки не досягне стаціонарної температури близько 97°C.

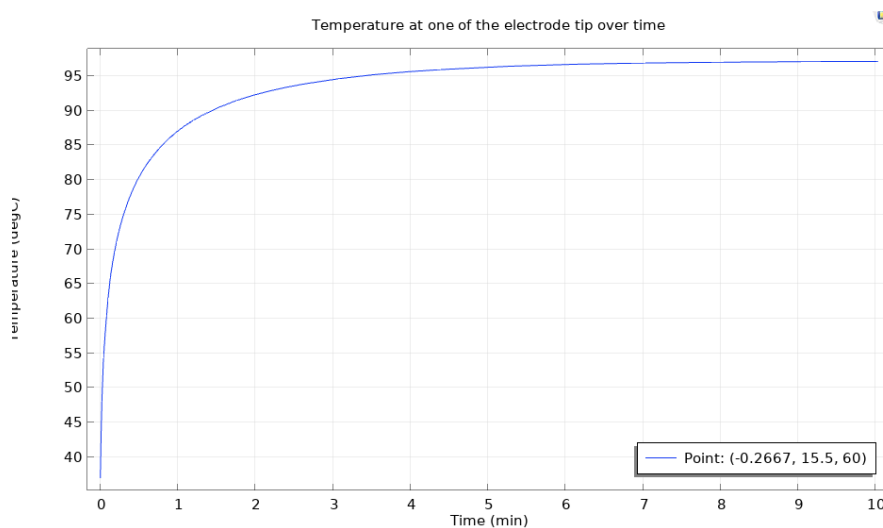


Рисунок 3.3 – Залежність температури від часу на кінчику одного з плечей електрода

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 (рис. 3.4).

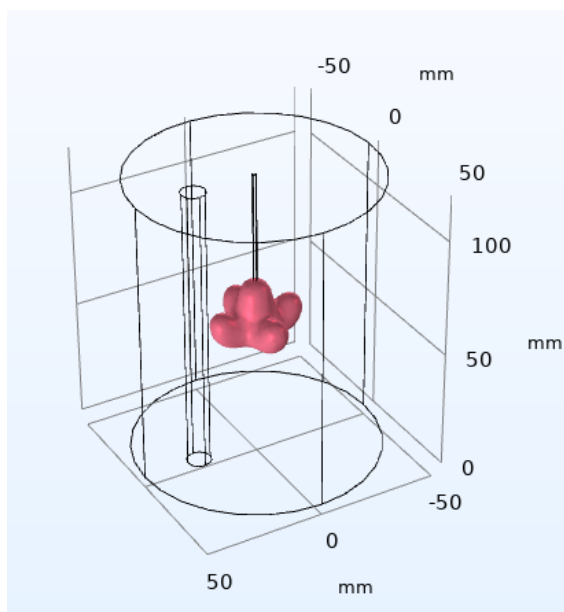


Рисунок 3.4 - Візуалізація області, яка досягла 50°C через 10 хвилин.

Окрім попереднього рисунка, ви можете візуалізувати частку некротичної тканини на зрізовій діаграмі (рис. 3.5).

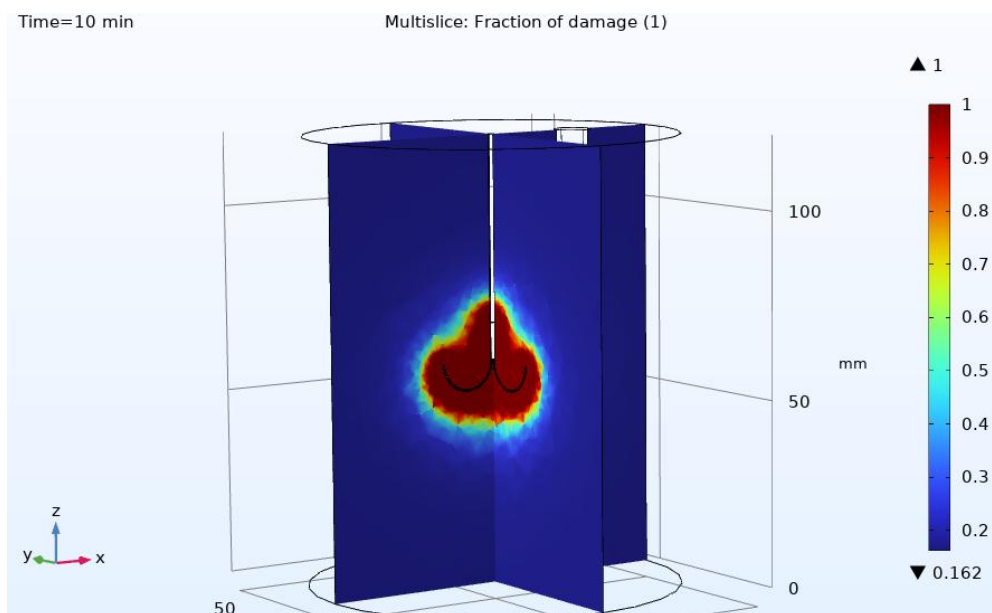


Рисунок 3.5 – Фракція некротичної тканини

Нарешті, на рисунку 6 показано частку некротичної тканини у трьох різних точках над кронштейном електрода. Зверніть увагу, що некроз відбувається швидше поруч з електродом та кінчиком троакара.

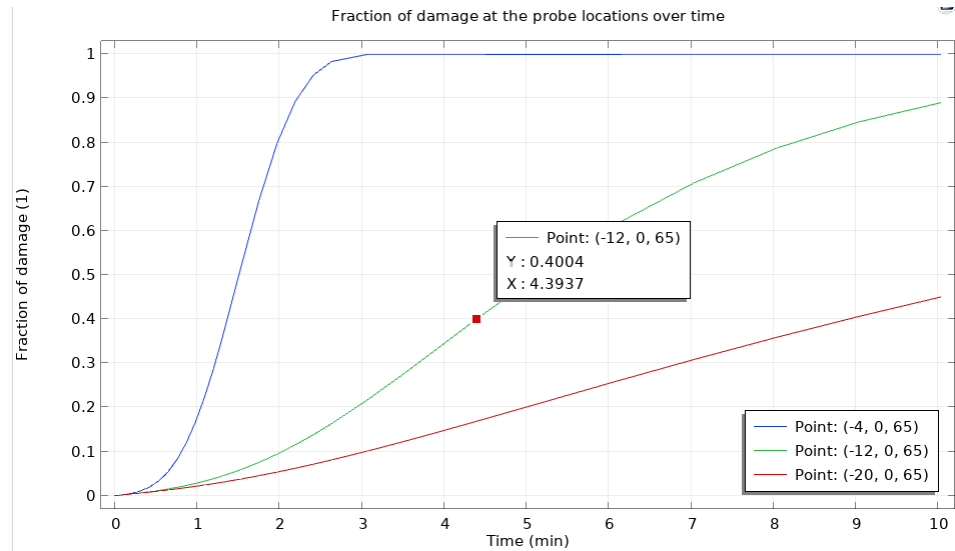


Рисунок 3.6 – Фракція некротичної тканини у трьох точках над плечем електрода

ВИСНОВОК

Мультифізичне моделювання абляції пухлини печінки в програмному забезпеченні COMSOL Multiphysics є потужним інструментом для дослідження складних теплових та електромагнітних процесів, що відбуваються під час лікування. Використання COMSOL дозволяє створювати як спрощені, так і анатомічно точні моделі печінки та пухлини, враховувати залежні від температури властивості тканин, а також моделювати різні методи термічної абляції, такі як радіочастотна, мікрохвильова, лазерна та ультразвукова.

Моделювання може бути використано для визначення оптимальних режимів проведення абляції, таких як вибір відповідних значень напруги, частоти, потужності та часу впливу, що дозволить досягти ефективного знищення пухлинних клітин при мінімальному пошкодженні здорових тканин печінки. Дослідження залежності розподілу температури від технологічних параметрів за допомогою мультифізичних моделей дає можливість краще зрозуміти вплив цих параметрів на результати лікування та розробити більш ефективні та безпечні протоколи абляції.

Перспективи використання мультифізичних моделей у цій галузі є значними. Вони включають можливість персоналізації лікування з урахуванням індивідуальних особливостей пацієнта, прогнозування результатів абляції до проведення процедури, а також розробку та оптимізацію нових методів та пристроїв для абляції пухлин печінки. Подальші дослідження можуть бути спрямовані на вдосконалення точності моделей, включення до них більш складних біологічних процесів, таких як реакція імунної системи на абляцію, а також на їх інтеграцію в клінічну практику для підтримки прийняття рішень лікарями.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Онкологія – причина, діагностика: <https://oncocentr.com.ua/uk/onkologiya-rak-prychini-diagnostyka-likuvannya/>
2. Thermal Ablation for Hepatocellular Carcinoma: Comparison of Radiofrequency and Microwave Ablation: <https://www.mdpi.com/2072-6694/15/19/4763>
3. МедЛена: <https://medlena.com.ua/pages/fordoctors/>
4. Intraoperative Microwave Ablation of Hepatic Tumors with Multiple Antennas: Initial Experience. URL:<https://www.ajronline.org/doi/full/10.2214/AJR.05.0804>
5. World Journal of Gastroenterology. Microwave ablation for colorectal liver metastases: Current status and future directions: <https://www.wjgnet.com/1948-9366/full/v17/i1/101162.htm>
6. Moffitt Cancer Center. How Is Ablation Used to Treat Liver Cancer? : <https://www.moffitt.org/cancers/liver-hepatocellular-cancer/faqs/how-is-ablation-used-to-treat-liver-cancer/>
7. Лапароскопічна радіочастотна абляція пухлин печінки <https://www.yalemedicine.org/clinical-keywords/laparoscopic-radiofrequency-ablation-of-liver-tumors>
8. Cancer Research UK: <https://www.cancerresearchuk.org/about-cancer/neuroendocrine-tumours-nets/treatment/radiofrequency-ablation-microwave-ablation>
9. Американський журнал рентгенології: <https://www.ajronline.org/doi/10.2214/AJR.07.2671>
10. Advanced Midwest Interventional Radiology <https://www.advancedmidwestir.com/liver-tumor-ablation-interventional-radiology-new-lenox-il.html>
11. Вікіпедія: https://uk.wikipedia.org/wiki/COMSOL_Multiphysics
12. Основи моделювання в COMSOL Multiphysics: http://geometry.karazin.ua/resources/documents/20190113222059_d9f77bc6.pdf

13. Национальная медицинская библиотека США. Laser ablation of hepatocellular carcinoma: A review: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4209416/>
14. Дипломна робота - КІІ ім. Ігоря Сікорського: <https://ela.kpi.ua/server/api/core/bitstreams/6504dd94-1381-489f-86d2-a129cca0bd20/content>
15. National Institutes of Health (NIH): <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36354567/>
16. Национальная медицинская библиотека США. Radiofrequency ablation for primary and secondary liver tumors. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11942016/>
17. Simulating Bioheating and Tissue Ablation in the COMSOL Software: https://youtu.be/kgwm7o1AKho?si=apNK_8YA_TTmnQ09
18. 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>
19. Біомедична інженерія онлайн: https://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/1475-925X-3-27?utm_source=chatgpt.com
20. Національний центр біотехнологій: https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC11644961/?utm_source=chatgpt.com
21. MDPI: https://www.mdpi.com/2072-6694/15/23/5684?utm_source=chatgpt.com
22. Hepatic Tumor Ablation: <https://www.comsol.com/model/hepatic-tumor-ablation-497>