

УДК 004.35 + 616.7 + 621.791

# МОДЕЛЮВАННЯ ПРОЦЕСУ ПАЙКИ КІСТОК В ПРОГРАМНОМУ ЗАБЕЗПЕЧЕННІ ANSYS

*Лебедєв Олексій Володимирович*

[biowelding@gmail.com](mailto:biowelding@gmail.com)

*Прокудін Андрій Ігорович*

[andreyprokudin44@gmail.com](mailto:andreyprokudin44@gmail.com)

*Неживий Максим Михайлович*

[m.nezhyvi@gmail.com](mailto:m.nezhyvi@gmail.com)

Кафедра біомедичної інженерії

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»,

м. Київ, Україна

***Анотація** – Стаття присвячена моделюванню процесу зварювання кісток за допомогою програмного забезпечення Ansys. З огляду на актуальність теми, дослідження зварювання кісток є важливим напрямом в медичних технологіях, що має перспективи для значного покращення процесів лікування складних переломів. Традиційні методи фіксації переломів за допомогою металевих конструкцій можуть призводити до ускладнень, що стимулює пошук альтернативних підходів, таких як електрозварювання. Метою роботи є моделювання зварювального процесу та визначення оптимальних параметрів, що дозволять забезпечити надійне з'єднання кісткових фрагментів без пошкодження тканин. Завдання дослідження включають розробку моделі інструменту, проведення температурного та електричного аналізу, а також вивчення впливу напруги та часу зварювання на якість з'єднання. У роботі використовується модель кістки, що складається з трьох шарів: окістя, компакної та губчастої кістки. Крім того, застосовано припій на основі денатурованого альбуміну, який сприяє з'єднанню кісткових фрагментів. Моделювання дозволило визначити оптимальні режими зварювання, що включають напругу 70 В і час 0,083 секунди, що забезпечує мінімальну термічну дію на тканини та глибину зварювання до 7 мм. Результати дослідження можуть бути використані в подальших розробках інноваційних технологій лікування переломів із застосуванням електрозварювальних методів.*

**Ключові слова:** зварювання кісток, кістка, параметри, інструмент, припій, пластина.

## I. ВСТУП

Переломи кісток є поширеною проблемою в травматології, а сучасні методи лікування, такі як остеосинтез із використанням металевих імплантатів, мають свої недоліки. Введення сторонніх тіл часто призводить до ускладнень, таких як інфекції, запалення та потреба в додаткових операціях для їх видалення. В цьому контексті перспективним напрямком є електрозварювання кісткової тканини, яке дозволяє з'єднувати фрагменти без застосування металевих конструкцій.

Метод електрозварювання полягає в застосуванні електричного струму для нагрівання та з'єднання кісткових фрагментів за допомогою біосумісного припою. Застосування цього методу відкриває можливості для мінімізації травматизації навколишніх тканин і прискорення процесу загоєння.

Для досягнення найкращих результатів важливо правильно підібрати параметри зварювання: напругу, тривалість імпульсу та температуру в зоні зварювання. Моделювання процесу за допомогою програмного забезпечення Ansys дозволяє отримати точні прогнози щодо розподілу тепла та електричного поля в зоні зварювання, що дає змогу визначити оптимальні параметри для різних типів переломів.

## II. МЕТА РОБОТИ

Метою цього дослідження є моделювання процесу зварювання кісток у середовищі Ansys та аналіз впливу параметрів зварювання на якість з'єднання кісткових фрагментів.

## III. МЕТОДИ ТА ПІДХОДИ

Процес моделювання зварювання кісткових тканин було здійснено за допомогою програмного забезпечення Ansys, яке широко використовується для проведення інженерних розрахунків. Ansys дозволяє виконати мультифізичне моделювання, що включає теплові та електричні аналізи, необхідні для

дослідження зварювання живих тканин. Зокрема, модель кісткової тканини, яка використовувалася у даному дослідженні, складалася з трьох основних шарів: окістя, компактна кістка та губчаста кістка. Ці шари відрізняються за своїми фізичними властивостями, такими як теплопровідність, щільність і електричний опір, що було враховано під час моделювання.

Для коректного відображення реальних умов зварювання кістки була створена геометрична модель у вигляді прямокутного бруска, який точно відображає будову кістки. Окістя, як зовнішній шар, має меншу теплопровідність, порівняно з іншими шарами, що впливає на загальний розподіл температури під час зварювання. Компактна кістка, яка є щільною та твердою структурою, має більшу теплопровідність і жорсткість, тоді як губчаста кістка є більш пористою, що забезпечує її гнучкість та легкість.

Інструмент для зварювання був розроблений в програмному забезпеченні SolidWorks, де були створені всі необхідні компоненти: робоча частина інструменту, електроди та ізоляційні елементи. Робоча частина інструменту безпосередньо контактує з кістковою тканиною і відповідає за подачу електричного струму. Для забезпечення рівномірного нагрівання було спроектовано електроди, які передають струм через тканину. Після проектування інструменту модель була імпортована в Ansys для подальших симуляцій.

Для проведення дослідження використовували напругу в діапазоні від 50 В до 70 В з кроком у 10 В. Тривалість імпульсів змінювалася від 0.08 до 0.3 секунд для визначення впливу часу нагрівання на якість з'єднання кісткових фрагментів. Ці параметри були обрані на основі попередніх досліджень, що показали їхню ефективність у контексті зварювання живих тканин.

У моделі використовувався припій на основі альбуміну, який має високий рівень біосумісності. Припій допомагав створювати зварний шов між фрагментами кістки, що дозволяло уникнути використання металевих конструкцій. Альбуміновий

припій є ідеальним для таких процедур, оскільки він дозволяє з'єднувати тканини з мінімальними термічними пошкодженнями.

Тепловий та електричний аналіз

Для оцінки ефективності процесу зварювання було проведено тепловий та електричний аналізи. Тепловий аналіз дозволив визначити розподіл температури в зоні зварювання при різних параметрах напруги і тривалості імпульсів. Метою було досягти температури у діапазоні від 90 °C до 130 °C, необхідної для забезпечення з'єднання без перегрівання тканин. Це дозволяє уникнути термічних пошкоджень сусідніх ділянок кісткової тканини, що є критичним для швидкого відновлення.

Електричний аналіз забезпечував розрахунок розподілу струму в тканинах. Було важливо забезпечити рівномірний електричний вплив на всю зону зварювання, щоб уникнути локальних перегрівань або недостатнього прогріву тканини. В ході аналізу використовувалася модель, яка враховувала електричні властивості кожного шару кістки, оскільки щільність і електропровідність значно відрізняються між окістям, компактною і губчастою кісткою.

Параметри моделювання були підібрані таким чином, щоб забезпечити стабільний процес зварювання з мінімальним ризиком пошкоджень. В результаті моделювання було визначено оптимальні значення напруги та тривалості імпульсу для досягнення стабільної температури в зоні зварювання і рівномірного термічного впливу на тканини.

#### IV. МОДЕЛЮВАННЯ ПРОЦЕСУ ЗВАРЮВАННЯ

Одним із ключових етапів цього дослідження було створення та проведення моделювання процесу зварювання кісткової тканини. Моделювання проводилося для точного визначення впливу параметрів зварювання на процес термічного і електричного впливу на тканину. Використання програмного забезпечення Ansys дозволило врахувати фізичні властивості різних шарів кістки, а також

оцінити температурні та електричні характеристики процесу.

##### 3.1 Створення моделі кістки

Для коректного відображення фізичних процесів, які відбуваються під час зварювання, було створено тривимірну геометричну модель кісткової тканини. (рис. 1) Модель складалася з трьох шарів: окістя, компактною та губчастою кістки. Геометричні параметри кожного шару були встановлені на основі відомих анатомічних даних. Кожен шар має свої фізичні властивості, зокрема теплопровідність, щільність та електричний опір, які були взяті з літературних джерел і впроваджені в модель.

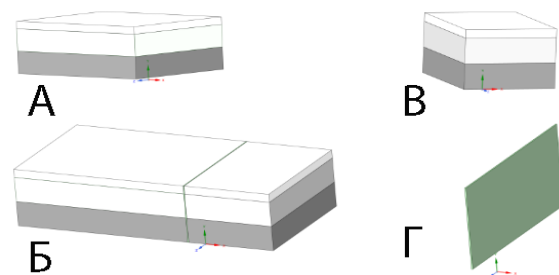


Рисунок 1 – Модель біологічної тканини, яка створена в середовищі SpaceClaim. А: вигляд моделі кістки розмірами 20×15×7 мм. Б: вигляд моделі кістки для дослідження. В: вигляд моделі кістки розмірами 10×15×7 мм. Г: вигляд моделі пластини (припою для зварювання) розмірами 0.1×15×7 мм.

Окістя як зовнішній шар кістки виконує захисну функцію і має нижчу теплопровідність у порівнянні з іншими шарами. Це призводить до меншого нагріву цього шару при електрозварюванні, що важливо для запобігання перегріванню зовнішніх ділянок кістки. Компактна кістка, яка складає основну частину кісткової тканини, є більш щільною і твердою, забезпечуючи високу теплопровідність і стійкість до механічних впливів. Губчаста кістка, яка знаходиться всередині, є найбільш пористою структурою, що дозволяє легше пропускати тепло, але вимагає більшого контролю температури через можливість перегріву.

##### 3.2 Моделювання процесу зварювання

Процес моделювання зварювання був поділений на кілька етапів. Спочатку була створена детальна геометрична модель інструменту для зварювання, яка включала

активний та пасивний електроди. Електроди були спроектовані таким чином, щоб забезпечити рівномірне передавання електричного струму через зону зварювання. Рівномірність нагрівання тканин є критичним фактором для забезпечення якісного зварювання та уникнення термічних пошкоджень.

Тепловий аналіз проводився для того, щоб визначити, як саме змінюється температура в різних шарах кістки під час зварювання. Важливо було досягти температури в межах 90–130 °С, яка необхідна для забезпечення термічної коагуляції білкових структур та формування з'єднання між фрагментами кістки. При цьому ключовим фактором було уникнення перегріву тканин, який може спричинити незворотні пошкодження.

Електричний аналіз допомагав визначити, як розподіляється струм у різних шарах кісткової тканини та як це впливає на загальний процес зварювання. Під час цього аналізу було враховано зміну електричного опору тканини під впливом температури, що дозволило досягти точніших результатів моделювання. Окрім того, модель враховувала зміни теплопровідності тканин залежно від їх температури, що дозволило створити реалістичну симуляцію процесу.

### 3.3 Оцінка результатів моделювання

Під час проведення моделювання особлива увага приділялася тому, щоб зварна зона мала стабільний температурний режим без перегріву або недостатнього нагрівання окремих ділянок. Результати симуляцій показали, що оптимальні параметри для досягнення якісного зварювання кісткової тканини — це напруга 70 В і тривалість імпульсу 0.0835 секунд. Ці умови забезпечили рівномірне нагрівання зони зварювання і дозволили досягти необхідної температури для термічної обробки тканин.

Важливим аспектом оцінки результатів було також дослідження глибини зварювання. За результатами моделювання було встановлено, що глибина зварювання становила приблизно 7 мм, що є достатнім для забезпечення з'єднання кісткових фрагментів. Крім того, зона термічного

впливу складала 2.9 мм, що свідчить про мінімальне пошкодження сусідніх тканин.

Результати моделювання показали, що використання високої напруги і коротких імпульсів дозволяє досягти стабільного процесу зварювання без надмірного впливу на оточуючі тканини. Це є важливим фактором для хірургічного застосування методу електрозварювання кісток, оскільки забезпечує мінімізацію ризиків термічного пошкодження та прискорення процесу загоєння.

## V. РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ

Моделювання процесу зварювання кісткової тканини за допомогою програмного забезпечення Ansys дозволило детально оцінити вплив різних параметрів зварювання на якість з'єднання кісткових фрагментів. Результати дослідження включають як аналіз температурного режиму, так і електричного поля, що впливає на процес зварювання. Основні параметри, які було проаналізовано, включають напругу, тривалість імпульсів і розподіл температури в зоні зварювання.

У ході моделювання також було вивчено вплив меншої напруги на процес зварювання. Використання 50 В призводило до меншого нагріву тканин, що вимагало збільшення часу дії імпульсу до 0.277 секунд, щоб досягти аналогічної температури. (Рис. 2) Однак це збільшувало ризик перегріву тканин і потребувало точнішого контролю процесу, що ускладнює його реалізацію в умовах хірургії. Таким чином, короткі імпульси з більш високою напругою виявилися найбільш ефективними для забезпечення рівномірного прогріву зони зварювання.

Аналіз розподілу температури по різних шарах кісткової тканини показав, що найбільше тепла акумулювалося в компактній кістці, яка має вищу теплопровідність у порівнянні з окістям та губчастою кісткою. Це дозволило забезпечити необхідну температуру для зварювання, водночас уникнувши надмірного перегріву окістя, яке є більш чутливим до термічних впливів. Окістя,

через свою нижчу теплопровідність, залишалось в межах допустимих температур, що є важливим для збереження його функціональності. Губчаста кістка, завдяки своїй пористій структурі, швидше втрачала тепло, що вимагало підвищеної уваги до тривалості імпульсів.

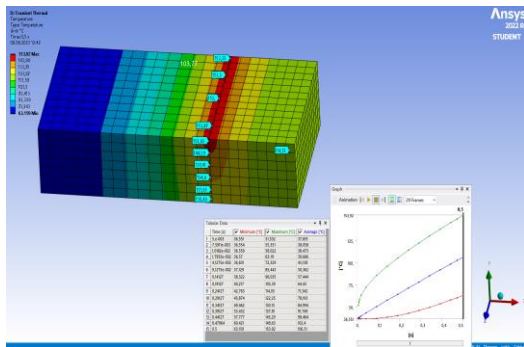


Рисунок 2 – Розподіл температури в зоні зварювання за 0.5 секунди, графік та таблиця залежності максимальної та мінімальної температури від часу напруги в 50 В.

Електричний аналіз, проведений в рамках моделювання, показав, що напруга і тривалість імпульсів значно впливали на глибину зварювання та рівномірність розподілу струму в зоні контакту. При використанні напруги 70 В і тривалості імпульсу 0.0835 секунд було досягнуто оптимального розподілу струму в тканині, що забезпечило рівномірне прогрівання зони зварювання. Було встановлено, що глибина зварювання становила 7 мм, що є достатнім для з'єднання фрагментів кістки.

При використанні меншої напруги (50 В) процес нагрівання був менш інтенсивним, що впливало на якість з'єднання та вимагало тривалішого часу для досягнення необхідних температур. Це може призводити до додаткових ризиків, таких як недостатнє прогрівання глибоких шарів тканини або перегрів зовнішніх шарів.

В ході моделювання було також проведено оцінку зварного з'єднання. Використання припою на основі альбуміну дозволило досягти високої рівномірності зварного шва, що підтверджувалося рівномірним розподілом температури та відсутністю надмірного пошкодження навколишніх тканин. Було встановлено, що

з'єднання надійне при всіх досліджуваних параметрах, проте оптимальні результати отримані при використанні напруги 70 В.

Моделювання показало високу точність у прогнозуванні термічних і електричних процесів під час зварювання кісток. Завдяки врахуванню реальних фізичних параметрів тканин, таких як теплопровідність і електричний опір, вдалося отримати результати, які мають високу відповідність реальним умовам. Це робить можливим застосування моделювання для планування хірургічних процедур, зокрема остеосинтезу без використання металевих конструкцій.

Результати, отримані під час моделювання, свідчать про значні переваги електрозварювання порівняно з традиційними методами остеосинтезу, такими як використання металевих пластин, штифтів або гвинтів. Однією з головних переваг є можливість уникнення тривалих та складних хірургічних втручань для видалення металевих конструкцій після загоєння кістки. Окрім того, використання припою на основі альбуміну дозволяє зменшити ризики відторгнення або алергічних реакцій, що часто виникають при використанні металевих імплантатів.

Електрозварювання також дозволяє прискорити процес загоєння за рахунок мінімізації термічних пошкоджень навколишніх тканин та більш точного контролю процесу з'єднання. Однак варто зазначити, що цей метод вимагає високої точності під час вибору параметрів зварювання, оскільки навіть незначні відхилення можуть вплинути на якість з'єднання.

Незважаючи на позитивні результати, варто зазначити деякі обмеження дослідження. Моделювання проводилося в умовах, наближених до ідеальних, що може відрізнятися від реальних умов, де фізіологічні особливості пацієнта можуть впливати на результат. Наприклад, щільність та теплопровідність кістки можуть варіюватися залежно від віку пацієнта, наявності патологій або ступеня кальцифікації кісткової тканини. Це може

вимагати індивідуальної корекції параметрів зварювання для кожного пацієнта.

Іншим важливим аспектом є можливість локальних термічних пошкоджень під час проведення реальних операцій. Незважаючи на те, що моделювання показало можливість точного контролю температури, необхідно проводити додаткові дослідження, зокрема клінічні випробування, для остаточного підтвердження безпеки та ефективності методу.

Подальші дослідження в області електрозварювання кісткової тканини можуть бути спрямовані на вдосконалення процесу контролю температури та тривалості імпульсів під час операцій. Використання спеціальних датчиків, інтегрованих в інструмент, дозволить хірургам точно контролювати процес в режимі реального часу, що забезпечить ще більшу точність та зменшення ризиків термічних пошкоджень.

Крім того, перспективним напрямком є дослідження можливостей використання інших матеріалів для припою, які мають ще кращу біосумісність та здатність стимулювати регенерацію кісткової тканини.

## VI. ВИСНОВКИ

Дослідження моделювання процесу електрозварювання кісткової тканини показало, що цей метод може бути ефективним для надійного з'єднання кісткових фрагментів без використання традиційних металевих конструкцій. Зварювання при використанні напруги 70 В і тривалості імпульсу 0.0835 секунд забезпечує оптимальні умови для досягнення необхідної температури в зоні зварювання, яка становить близько 120 °С. Такі параметри дозволяють отримати з'єднання кісткових частин, при цьому зона термічного впливу залишається відносно малою, що мінімізує ризик пошкодження навколишніх тканин.

Завдяки високій теплопровідності компактної кістки та здатності окістя протистояти перегріву через нижчу теплопровідність, вдається досягти рівномірного розподілу температури. Однак

важливо враховувати, що губчаста кістка, через її пористу структуру, швидше охолоджується, що вимагає ретельного контролю часу імпульсу для забезпечення достатнього нагріву та уникнення недостатнього прогріву в цій зоні.

Порівняння з традиційними методами остеосинтезу показало, що електрозварювання має низку переваг. Серед них – відсутність необхідності використання металевих імплантатів, що зменшує ризик ускладнень, таких як інфекції або алергічні реакції. Однак слід зазначити, що цей метод вимагає високої точності у виборі параметрів зварювання, оскільки навіть незначні відхилення можуть призвести до термічних пошкоджень тканин.

Подальші дослідження можуть бути зосереджені на удосконаленні контролю температурного режиму під час зварювання, зокрема через використання інтегрованих датчиків для моніторингу температури в реальному часі. Крім того, перспективними є дослідження використання інших біосумісних матеріалів для припою, що можуть ще більше підвищити ефективність методу. Отримані результати можуть бути використані в клінічній практиці для оптимізації процесу зрощення кісток при хірургічних втручаннях, зокрема в ситуаціях, коли застосування металевих конструкцій є небажаним або неможливим.

**Фінансування.** Даний проект не отримував зовнішнього фінансування.

**Конфлікт інтересів.** Автор статті заявляє про відсутність конфлікту інтересів.

**Згода на публікацію.** Усі особи, що мають відношення до рукопису дали згоду на публікацію даної роботи.

## ORCID ID.

1. A. Lebedev – [0000-0002-8692-6677](https://orcid.org/0000-0002-8692-6677)
2. A. Prokudin – [0009-0005-6648-3038](https://orcid.org/0009-0005-6648-3038)
3. M. Nezhyvyi – [0009-0005-5136-6277](https://orcid.org/0009-0005-5136-6277)

## ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

- [1] Алексеев Микола Іванович. Лікування переломів [Електронний ресурс] / Алексеев Микола Іванович. – 2023. – Режим доступу до ресурсу: <https://artrohelp.com.ua/lechenie-slozhnyx-perelomov>.

[2] Agencja Reklamowa. Що таке перелом? Які симптоми, причини та типи переломів? [Електронний ресурс] / Agencja Reklamowa. – 2023. – Режим доступу до ресурсу: <https://chm.eu/uk/faq/co-to-jest-zlamanie-jakie-sa-objawy-przyczyny-oraz-rodzaje-zlamam/>.

[3] Травматологія: лікування травм і переломів кінцівок [Електронний ресурс]. – 2023. – Режим доступу до ресурсу: <https://ladisten.com/uk/services/travmatologiya-lechenie-travm-i-perelomov-konechnostej/>.

[4] Лікування переломів [Електронний ресурс]. – 2023. – Режим доступу до ресурсу: <https://digital.library.unt.edu/ark:/67531/metadc1280665/m1/7/>.

[5] Металоостеосинтез переломів [Електронний ресурс]. – 2023. – Режим доступу до ресурсу: <https://manufacturaclinica.com/services/metaloostesintez-perelomiv/>.

[6] Донецький національний університет. Кістки та їх сполуки (остеоартрологія) [Електронний ресурс] / Донецький національний університет. – 2019. – Режим доступу до ресурсу: <https://studfile.net/preview/9996117/page:5/#8>.

[7] Лебедев О.В. Комп'ютерне моделювання поверхневого ефекту та ефекту близькості при зварюванні живих тканин [Електронний ресурс] / О.В. Лебедев. – 2021. – Режим доступу до ресурсу:

[https://www.researchgate.net/publication/348909500\\_PRIMENENIE\\_SVARKI\\_ZIVYH\\_TKANEJ\\_DLA\\_GEMOSTAZA\\_PR\\_I\\_HIRURGICESKIH\\_OPERACIJAХ\\_OBZOR](https://www.researchgate.net/publication/348909500_PRIMENENIE_SVARKI_ZIVYH_TKANEJ_DLA_GEMOSTAZA_PR_I_HIRURGICESKIH_OPERACIJAХ_OBZOR).

[8] Зварювання, різання і термічна обробка живих тканин [Електронний ресурс]. – 2013. – Режим доступу до ресурсу: <https://patonpublishinghouse.com/as/pdf/2013/pdfarticles/11/22.pdf>.

[9] Laser welded versus resistance spot welded bone implants: analysis of the thermal increase and strength [Електронний ресурс]. – 2014. – Режим доступу до ресурсу: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25110731/>.

[10] Methods and compositions for fusing bone during endoscopy procedures [Електронний ресурс]. – 2009. – Режим доступу до ресурсу: [https://patents.google.com/patent/US20100069975A1/en?q=\(bone+welding\)&oq=bone+welding](https://patents.google.com/patent/US20100069975A1/en?q=(bone+welding)&oq=bone+welding).

[11] Вчені винайшли біогель для склеювання кісток [Електронний ресурс]. – 2016. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.ednist.info/news/43411>.

[12] TISSUE BONDING AND SEALING COMPOSITION AND METHOD OF USING THE SAME [Електронний ресурс]. – 1994. – Режим доступу до ресурсу: <https://patentimages.storage.googleapis.com/8f/0c/3a/c1075d98c3bb75/US5292362.pdf>

UDC 004.35 + 616.7 + 621.791

## MODELING OF THE BONE WELDING PROCESS IN ANSYS SOFTWARE

*Oleksiy Lebedev*

[biowelding@gmail.com](mailto:biowelding@gmail.com)

*Andriy Prokudin*

[andreyprokudin44@gmail.com](mailto:andreyprokudin44@gmail.com)

*Maksym Nezhyvi*

[m.nezhyvi@gmail.com](mailto:m.nezhyvi@gmail.com)

Department of Biomedical Engineering  
National Technical University of Ukraine  
“Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute”,  
Kyiv, Ukraine

**Abstract** – The article is devoted to modeling the bone welding process using Ansys software. Given the relevance of the topic, the study of bone welding is an important area of medical technology that has the potential to significantly improve the treatment of complex fractures. Traditional methods of fracture fixation using metal structures can lead to complications, which stimulates the search for alternative approaches, such as electric welding. The aim of the study is to model the welding process and determine the optimal parameters that will ensure reliable connection of bone fragments without tissue damage. The research objectives include developing a tool model, conducting temperature and electrical analysis, and studying the effect of welding voltage and time on the quality of the joint. A bone model consisting of three layers is used in this study: periosteum, compact bone, and cancellous bone. In addition, a solder based on denatured albumin was used to facilitate the joining of bone fragments. The modeling allowed us to determine the optimal welding modes, including a voltage of 70 V and a time of 0.083 seconds, which ensures minimal thermal effects on the tissue and a welding depth of up to 7 mm. The results of the study can be used in the further development of innovative technologies for the treatment of fractures using electric welding methods.

**Keywords:** bone welding, bone, parameters, tool, solder, plate.