



DOI: 10.6084/m9.figshare.11368463

LCC - № RD32-33.9

КОМП'ЮТЕРНЕ МОДЕЛЮВАННЯ БЕЗКРОВОГО РОЗРІЗАННЯ ЖИВИХ ТКАНИН ЕЛЕКТРОХІРУРГІЧНИМИ ЗАТИСКАЧАМИ ТА НОЖИЦЯМИ В ХІРУРГІЇ

Явдошко Алексей Сергеевич¹, Стасюк Юрий Петрович¹, Лебедев Алексей Владимирович¹

¹ Национальный технический университет Украины "Киевский политехнический институт" им. Сикорского

Corresponding author: Явдошко Алексей Сергеевич, магистр. Национальный технический университет Украины "Киевский политехнический институт" им. Сикорского, 03056, м.Киев-56, проспект Победы, 37

Email: yavdoshko.oleksy@gmail.com

Abstract. Performing hemostasis increases surgery time and blood loss during surgery. The Paton Welding Institute had developed a method of cutting biological tissue with simultaneous hemostasis by electrosurgical clamps in the 90s. Hemostasis is carried out due to vascular spasms, which persists after the end of the cutting. There are the glutinous coagulation biomass and thrombus in the lumen of the vessel. This composition provides reliable hemostasis in vessels of different diameters. It is necessary to know the mechanical stresses, displacements, deformations, temperature, and current density, electrical voltage gradient in the tissue to study the cutting process and design tools. Experimentally determine these values is difficult or impossible because of the rapid flow of processes and a small

Анотація. Виконання гемостазу збільшує час операції і втрати крові при хірургічній операції. У 90-х роках Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона розробив спосіб різання біологічної тканини з одночасним процесом гемостазу електрохірургічними зажимами. Гемостаз здійснюється за рахунок спазмів судин, який зберігається після закінчення різання. У зоні зварного з'єднання судин утворюється клейкоподібна коагуляційна біомаса і тромб в просвіті судини. Ця композиція забезпечує надійний гемостаз в судинах різного діаметру. При вивченні процесу різання і проектування інструментів необхідно знати механічні напруги, переміщення, деформацію,

volume of tissue. Therefore, the most convenient way is computer modeling. 3-D model of a bipolar clamp was created in the SolidWorks environment. The cutting of muscle tissue with a thickness of 5 mm was simulated. The greatest mechanical stresses occur in branches, the stresses in the tissue are significantly less. The elastic deformation of the branches stabilizes the pressure of the electrodes on the tissue. The greatest deformation of the tissue occurs in a plane perpendicular to the compression force, contributing to its separation. The addition ElectroMagneticWorks (EMWorks) is used for the study of electrical and thermal processes. It allows simulating processes at direct and alternating currents. The built-in materials library contains electrical and thermal parameters of the main human organs. The voltage of 200 V heats the tissue under the electrodes to 1000 C in 0.5 s. The temperature is higher in the middle of the tissue. The decrease of the compression force of the branches causes an intense boiling of the liquid that separates the tissue. The current passes not only between the planes of the electrodes, but also branches off the sides, contributing to the formation of blood clots in the cut vessels. The greatest voltage gradient is near the electrodes, favoring tissue destruction. High temperatures and contact with blood contaminate the electrodes. The COMSOL adhesion simulation showed that stainless steel electrodes produce the greatest adhesion.

температуру, щільність струму, градієнт електричної напруги в тканинах. Експериментально визначити ці величини складно або неможливо через швидке протікання процесів і невеликого обсягу тканини. Тому найбільш зручним шляхом є комп'ютерне моделювання. У середовищі SolidWorks була створена 3-D модель біполярного затиску з шириною електродів 2 мм. Моделювалося різання м'язової тканини товщиною 5 мм. Найбільші механічні напруги виникають у браншах, напруги в тканинах істотно менше. Пружна деформація у браншах стабілізує тиск електродів на тканину. Найбільша деформація тканини відбувається в площині, перпендикулярній силі стиснення, сприяючи її поділу. Для дослідження електричних і теплових процесів використовується додаток ElectroMagneticWorks (EMWorks), яке дозволяє моделювати процеси при постійному і змінному струмі. Вбудована бібліотека матеріалів містить електричні та теплові параметри основних органів людини. При напрузі 200 В через 0,5 с тканина нагрівається під електродами до 100 С. У середині тканини температура ще більше. При ослабленні зусилля стиснення браншей, знижується тиск всередині тканини, що викликає інтенсивне кипіння рідини, що роз'єднує тканину. Струм проходить не тільки між площинами електродів, а й відгалужується збоку,

сприяючи утворенню тромбів в розрізаних судинах. Найбільший градієнт напруги знаходиться поблизу електродів, сприяючи руйнуванню тканини. Різка виробляється при підвищених температурах і контакті електродів з кров'ю і рідинами. Це сприяє забрудненню електродів і прилипання тканини. Моделювання адгезії в програмі COMSOL показало, що найбільше прилипання створюють електроди з нержавіючої сталі.

Keywords: сварка живых тканей, электрохирургия, биполярные ножницы, моделирование, SolidWorks, Comsol.

Section: Physiological Systems Modeling

Introduction. Институт электросварки НАН Украины с начало 90-х годов занимается сваркой и резкой живых тканей с одновременным гемостазом сосудов электросварочным зажимом (Рис. 1, 2) [1-2].

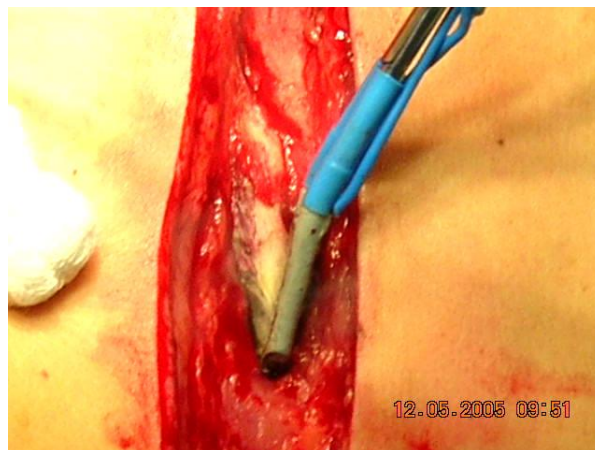


Рис. 1. Рассечение мышц грудной стенки электроножницами создает гемостаз сосудов и капилляров



Рис. 2. Отсутствие кровотечения после разрезания.

Гемостаз осуществляется за счёт спазмов сосудов, который сохраняется после окончания резки. В зоне сварного соединения сосуда образуется клейкообразная коагуляционная биомасса "ДНК — протеин — ассоциированный аутобиоклей" и тромб в просвете сосуда. Эта композиция обеспечивает надёжный гемостаз в сосудах различного диаметра (Рис.3) [3-4].

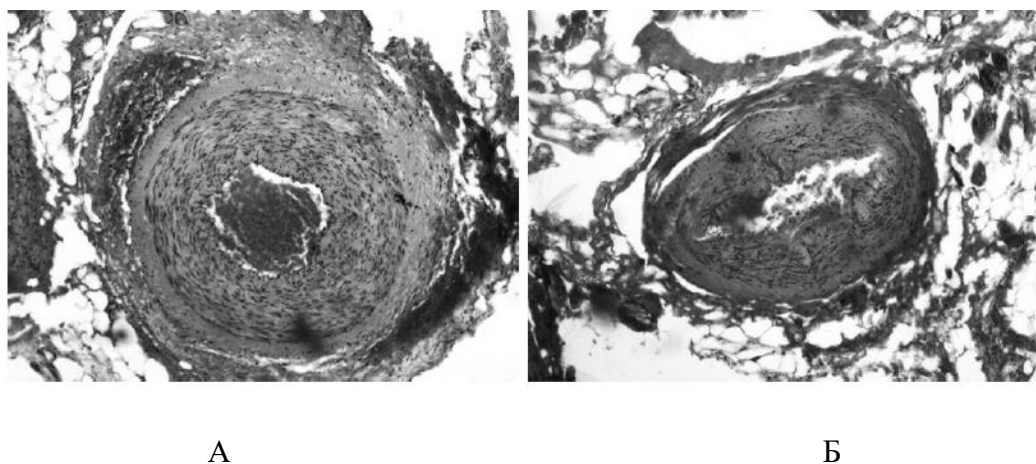


Рис. 3. Изменения в артериях мышечного типа при использовании метода

ВЧ-разъединения: а) оболочки сохранены, просвет смешанного тромба; б) коагуляция белковых масс в мышечной оболочке. Окраска гематоксилином и эозином. Увеличение $\times 200$.

Оптимальная ширина электрода зависит от типа ткани и её толщины и изменяется в пределах от 1 до 3 мм, форма электрода часто делается клиновидной [5].

Objective. Целью работы было создание компьютерной модели электрохирургических ножниц, проведения статического, электрического и теплового анализа, а также анализа на антипригарность и адгезию для определения оптимального материала электрода и режима резания.

Materials and methods. При изучении процесса резания и проектирования инструментов необходимо знать механические напряжения, перемещения, деформации, температуру, плотность тока, градиент электрического напряжения в ткани. Экспериментально определить эти величины сложно или невозможно из-за быстрого протекания процессов и небольшого объёма ткани. Поэтому наиболее удобным путём является компьютерное моделирование. В среде SolidWorks была создана 3-D модель биполярного зажима (Рис. 4).



Рис. 4. 3-D модель биполярного зажима для бескровного разрезания живой ткани

Для ускорения времени моделирования из конструкции зажима были исключены элементы, которые не влияют на процессы в ткани: кольца и скругления (Рис. 5).

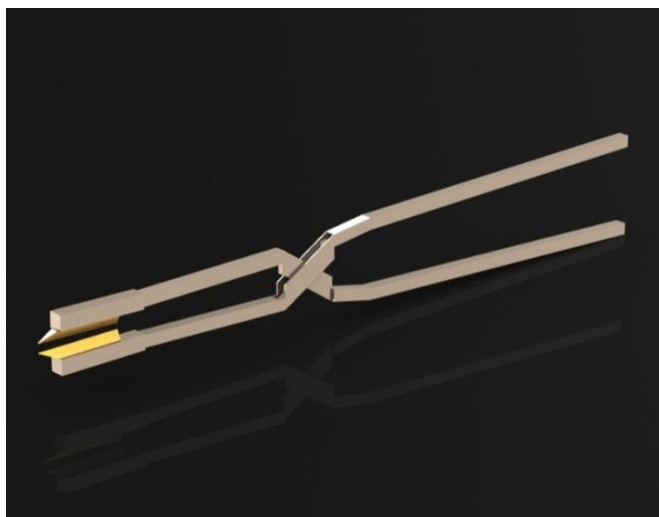


Рис. 5. Упрощённая 3-D модель биполярного зажима для бескровного разрезания живой ткани

Для моделирования была сделана сборка из зажима и мышечной ткани толщиной 5мм (Рис. 6).

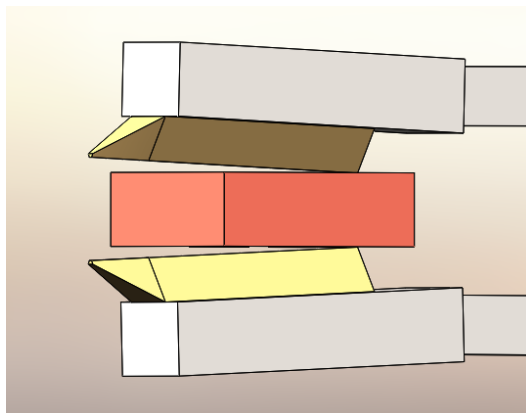


Рис. 6. Положение электродов по отношению к ткани в начале резания

Максимальные напряжения 76,65 МПа испытывают бранши (Рис. 7). Напряжения в несколько раз меньше предела прочности нержавеющей стали 399 МПа.

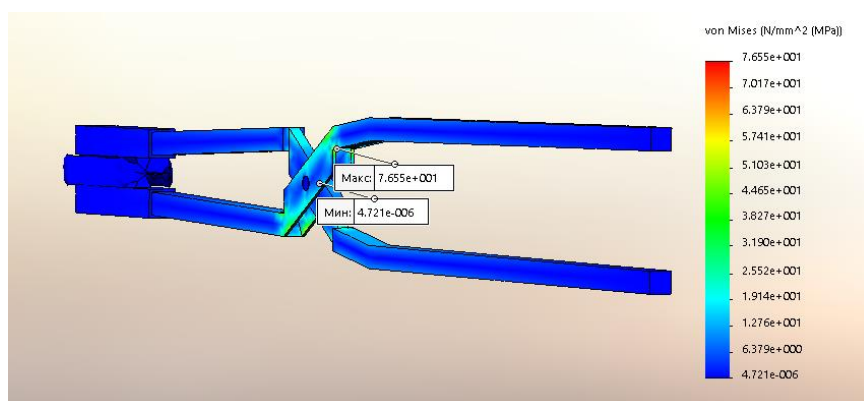


Рис.7. Эпюра напряжений при сжатии браншей с силами 1 Н

Максимальные напряжения в ткани 0,0077 МПа существенно меньше напряжений в зажиме и предела прочности мышц на растяжение 0,1-0,3МПа (Рис. 8). Поэтому механическое разрезание ткани зажимом невозможно.

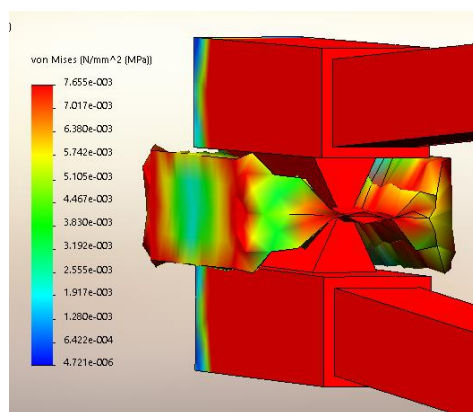


Рис. 8. Напряжения в ткани при сжатии бранш с силами 1Н

Наибольшие перемещения 6,12 мм происходят на концах браншей (Рис. 9).

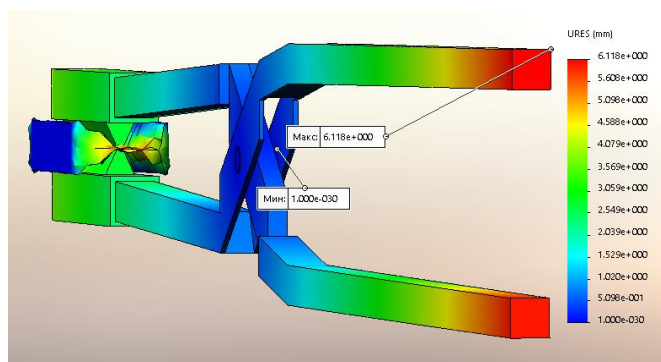


Рис. 9. Эпюра перемещений при сжатии ветвей с силами 1Н

Изгибы ветвей работают как пружины, поддерживая постоянной нужную силу сжатия. Перемещения ткани по линии разрезания изменяются от 5,75 до 4,7 мм (Рис. 10).

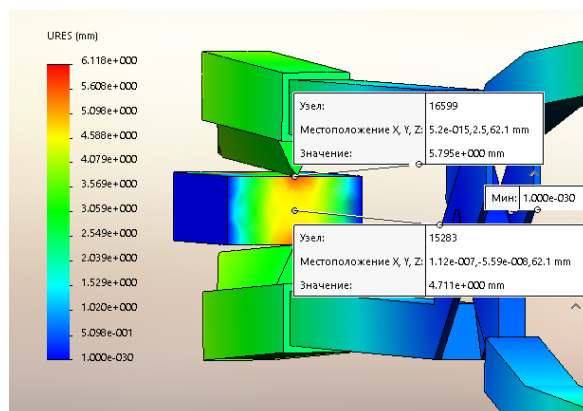


Рис. 10. Перемещения ткани при сжатии ветвей с силами 1Н

На резание ткани оказывает влияние её деформация, которая определяется относительной величиной ESTRN, которая показывает относительное изменение размеров. Наибольшее изменение размеров ткани происходит в плоскости, перпендикулярной силе сжатия (Рис. 11 – 13).

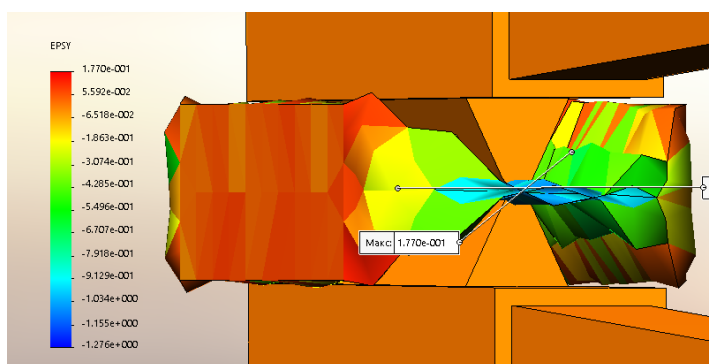


Рис. 11. Деформация ткани по оси сжатия

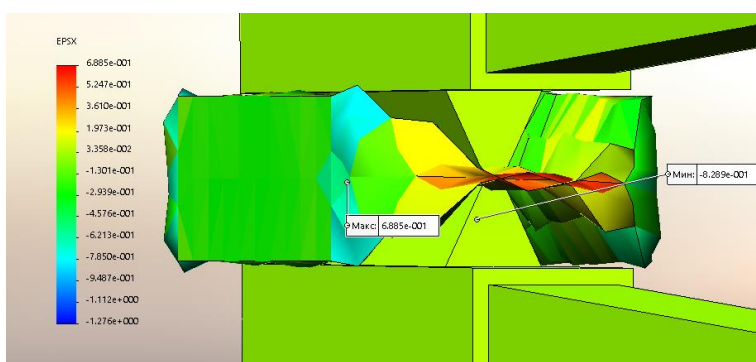


Рис. 12. Деформация ткани в плоскости, перпендикулярной направлению сжатия

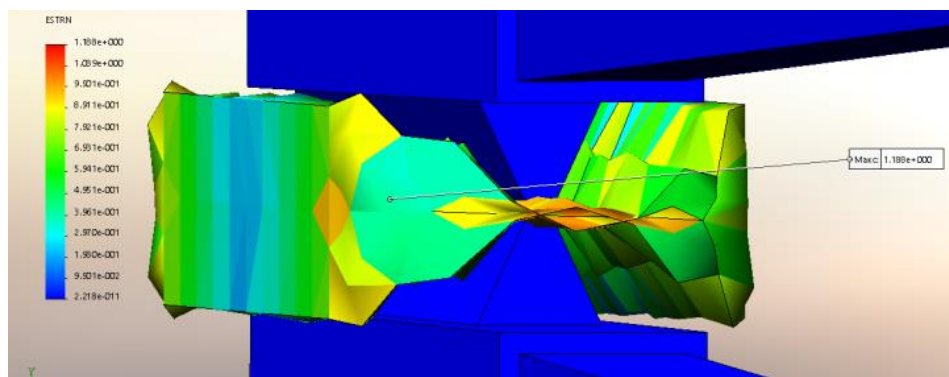


Рис. 13. Эквивалентная деформация ткани при сжатии баншей с силами 1Н

Для исследования электрических и тепловых процессов используется дополнение EMS, которое позволяет моделировать процессы при постоянном и переменном токах. Встроенная библиотека материалов содержит электрические и тепловые параметры основных органов человека.

В библиотеке вместо постоянных величин возможно использование графиков, например зависимости проводимости ткани от температуры.

За 0,5 секунды ткань под электродами нагревается до 100 С. В середине ткани температура ещё больше (Рис. 14). При ослаблении усилия сжатия браншей, снижается давление внутри ткани, что вызывает интенсивное кипение жидкости, разъединяющее ткань под электродами.

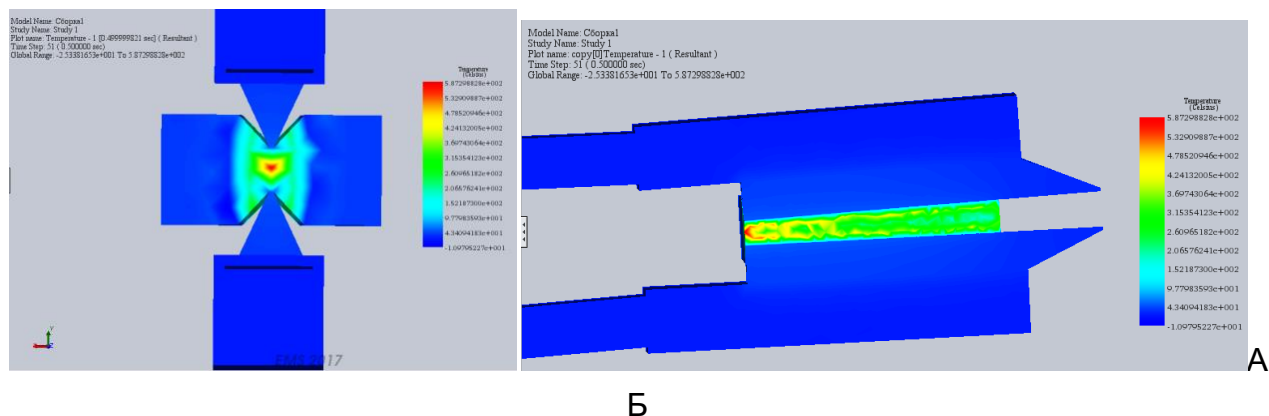


Рис. 14. Температура в ткани через 0,5 с при напряжении резки 200В: А) поперечный разрез; Б) продольный разрез

Ток проходит не только между плоскостями электродов, но и ответвляется стороны, способствуя образованию тромбов в разрезанных сосудах (Рис. 15).

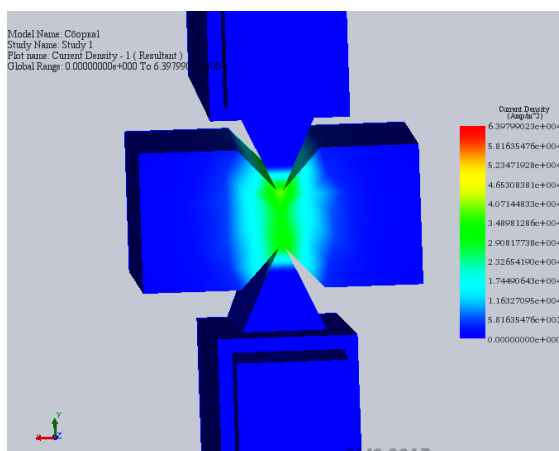


Рис. 15. Плотность тока при напряжении резки 200В

Наибольший градиент напряжения находится вблизи электродов, благоприятствуя разрушению ткани (Рис. 16).

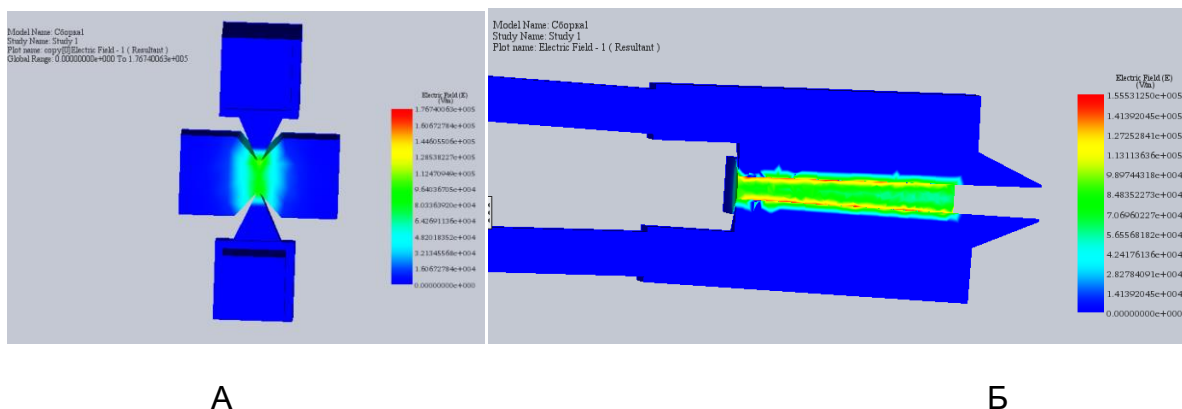


Рис. 16. Градиент потенциала при напряжении резки 200В: А) поперечный; Б) продольный разрезы

Резка производится при повышенных температурах и контакте электродов с кровью и жидкостями. Это способствует загрязнению электродов и прилипанию ткани. Условия адгезии удобно исследовать с помощью программы COMSOL.

До температуры 97°C электропроводность мышечной ткани линейно зависит от температуры:

$$\sigma(T) = \sigma_0 [1 + k_\sigma (T - T_0)]$$

где σ – электропроводность,

σ_0 – электропроводность при температуре $T_0 = 36,6^\circ\text{C}$; $\sigma_0 = 0.04$

$k_\sigma = 0,02$ – температурный коэффициент.

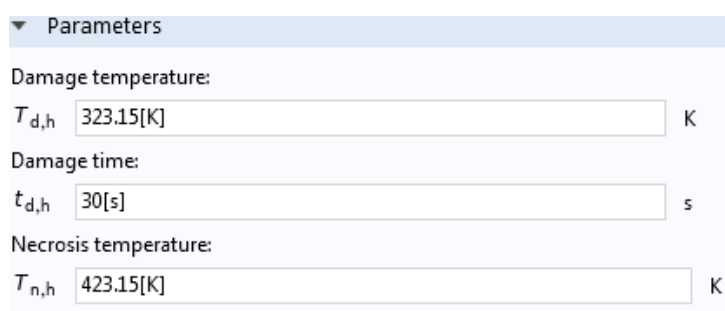
От температуры 98°C до 102°C происходит испарение жидкости в ткани, в результате чего электропроводность биологической ткани резко уменьшается:

$$\sigma(T) = \sigma_0 [1 - 100 (T - T_0)]$$

После 102°C и до обугливания биологической ткани электропроводность остается постоянной.

Продолжительность сварки – 30 секунд с шагом в 5 секунд, электрический потенциал был взят 150В, частота 440кГц, начальная температура ткани $36,6^{\circ}\text{C}$.

Также была использована функция теплового повреждения биологической ткани и установлено значение 150°C (Рис. 17).



Parameters	
Damage temperature:	
$T_{d,h}$	323.15[K] K
Damage time:	
$t_{d,h}$	30[s] s
Necrosis temperature:	
$T_{n,h}$	423.15[K] K

Рис. 17. Функция теплового повреждения биологической ткани

По данной функцией шкала будет относительной, то есть, где температура ткани будет составлять 50°C – это 0, где температура достигнет 150°C и состоится карбонизация биологической ткани – 1.

Эксперименты были проведены для 3 различных материалов электродов: медь, нержавеющая сталь и платиноиридиевый сплав (Рис. 18 – 20).

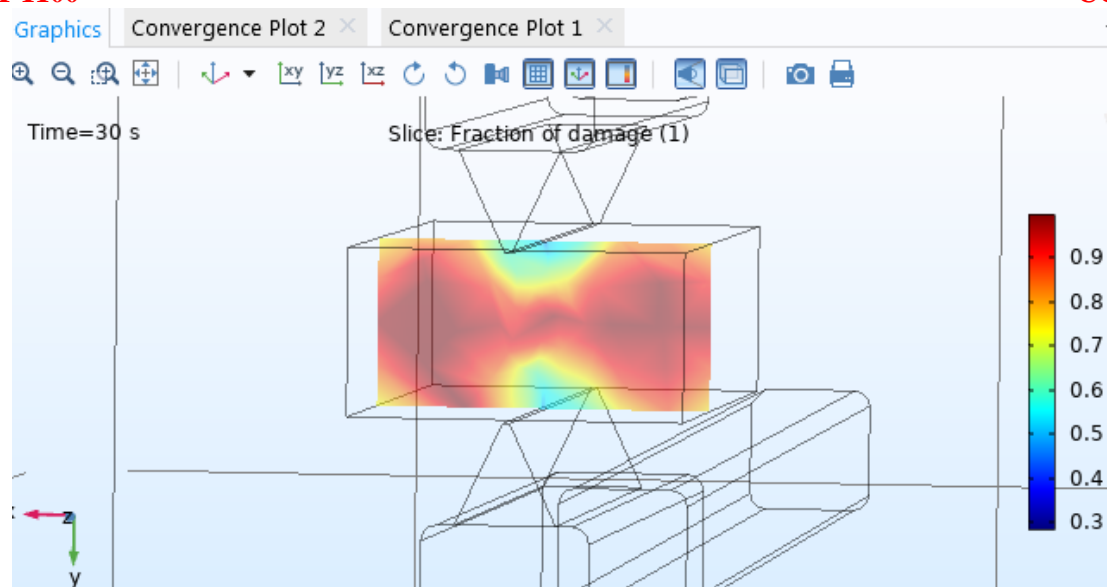


Рис. 18. Повреждения биологической ткани при медном электроде

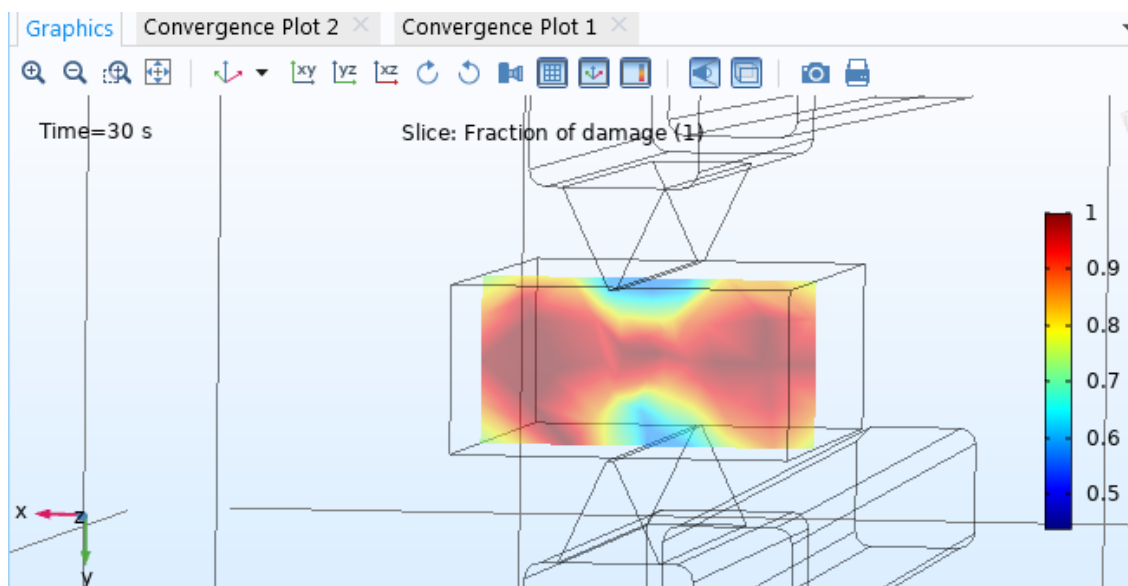


Рис. 19. Повреждения биологической ткани при электроде, сделанном из нержавеющей стали

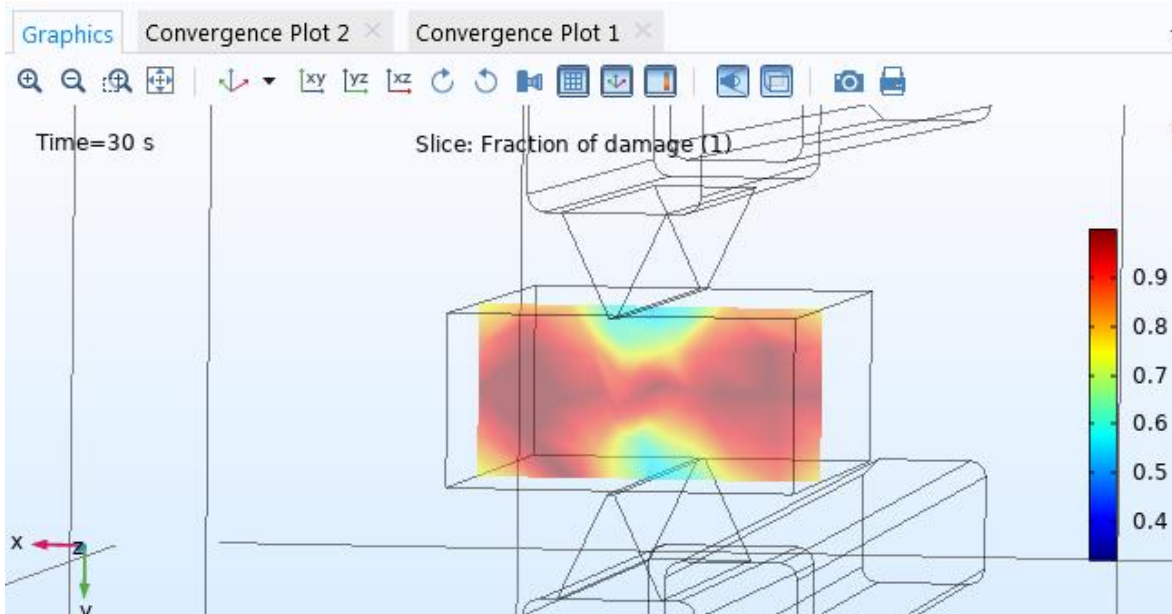


Рис. 20. Повреждения биологической ткани при электроде, сделанном из платино-иридиевого сплава

Можно увидеть, что ткань под электродом, изготовленным из нержавеющей стали была повреждена больше, чем под другими двумя материалами. Медь и платино-иридиевый сплав дают практически идентичные результаты.

Всякий раз при приложении сжимающих усилий для спрессовывания разнесенных в пространстве тел, они будут деформироваться в месте механического контакта для достижения плотного прилегания по границам контакта. Если же растягивать два объекта, то они разъединятся и контакт между ними пропадёт. Данные эффекты могут быть рассчитаны при помощи классического моделирования контактов, доступного в COMSOL Multiphysics. Если же объекты остаются сцепленными вместе, то это свидетельствует о том, что на них что действует сила адгезии [6].

Условие *Адгезия* становится доступным при выборе в качестве метода моделирования контактного взаимодействия *метода штрафных функций (penalty formulation)*. В данной формулировке контакт можно интерпретировать как жёсткую, однонаправленную пружину, соединяющую две границы. Когда две поверхности давят друг с другом, между ними возникает виртуальный тонкий упругий слой. При этом в режиме «сцепления» пружина становится двунаправленной, и появляется касательная жёсткость. Если на границе есть специальный адгезивный слой, его жёсткость можно задать на основе реальных свойств [5].

Условие задания активации адгезионных эффектов было установлено при достижении биологической ткани температуры 70°C (Рис. 21)

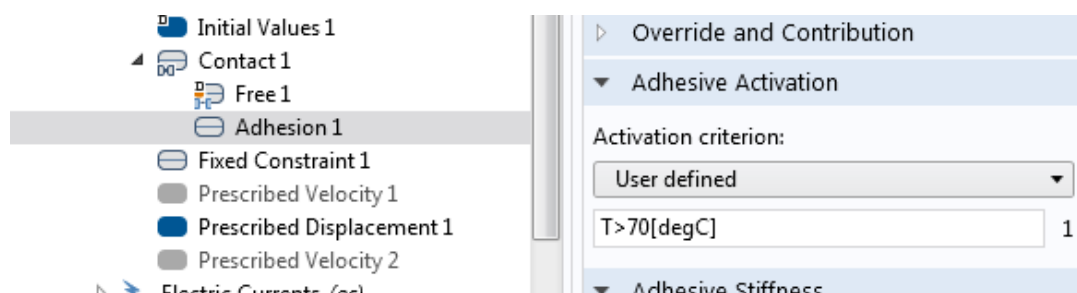


Рис. 21. Условия адгезии

Так же было задано функцию разъединение верхней бранши после 30 секунды сварки.

Время сварки установлено 35 секунд и, на определение лучшего материала электрода, электрический потенциал был подобран таким образом, чтобы для двух различных материалов прилипания биологической ткани произошло, а для третьего нет. В результате при 47В адгезия происходит при электроде из нержавеющей стали и платино-иридиевого сплава, а при медном электроде адгезия отсутствует (Рис. 22 – 24)

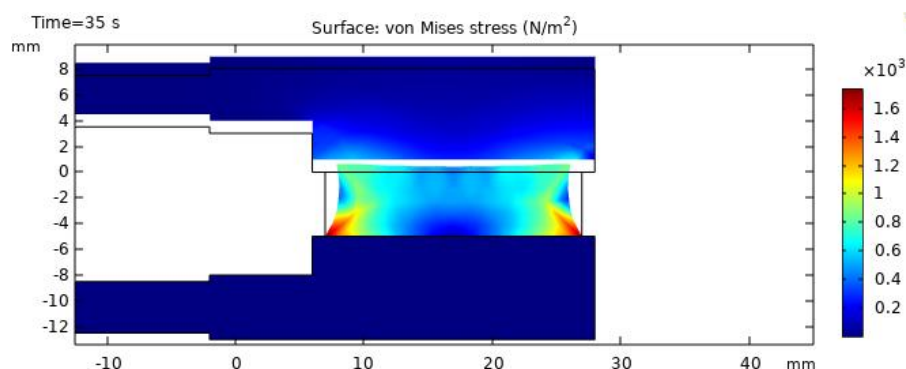


Рис. 22. Адгезия при электроде, сделанном из платино-иридиевого сплава

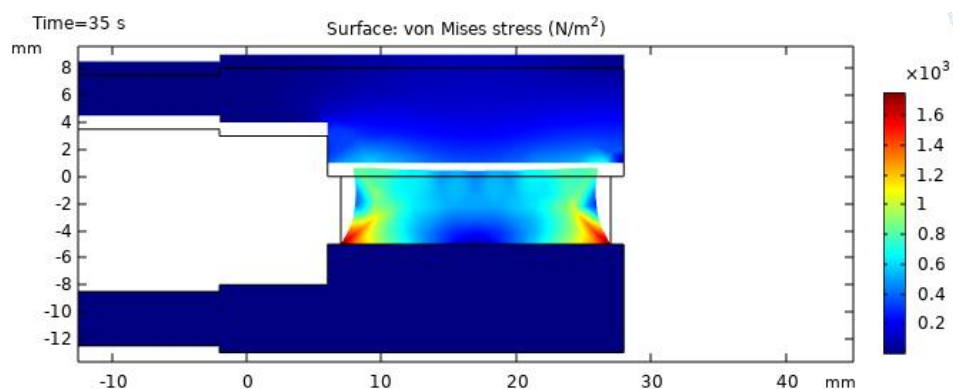


Рис. 23. Адгезия при электроде, сделанном из нержавеющей стали

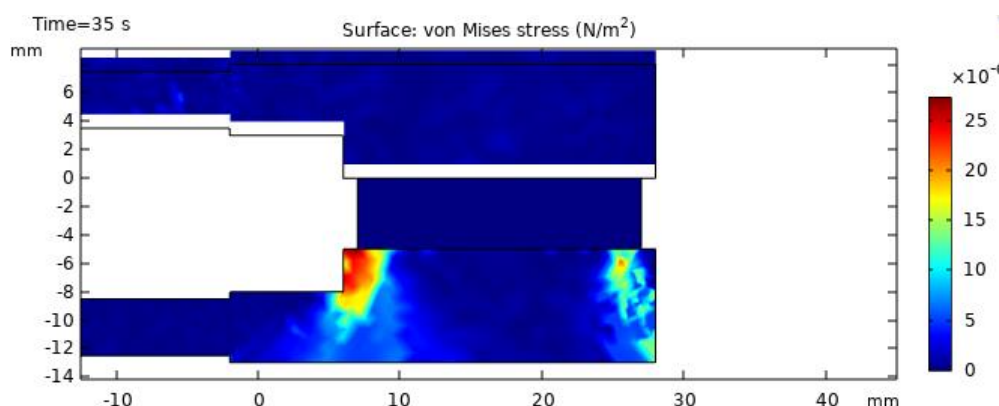


Рис. 24. Адгезия при медном электроде

С рисунков 21 – 24 можно увидеть, что лучшим материалом электрода является медь.

Conclusions. Моделирование резки зажимом в среде SolidWorks позволяет определить механические напряжения, перемещения, деформации, температуру, плотность тока, и градиент потенциала. Максимальные напряжения в ткани существенно меньше напряжений в зажиме. Наибольшая деформация происходит в ткани в плоскости, перпендикулярной силе сжатия. До наибольшей температуры ткань прогревается между электродами.

Программный пакет COMSOL позволяет исследовать адгезию ткани с электродами. Наибольшее прилипание ткани происходит к электродам из нержавеющей стали.

Disclaimers: The author declares that they have no financial or personal relationships that may have inappropriately influenced them in writing this article.

Conflict of interest statement: The authors state that there are no conflicts of interest regarding the publication of this article.

REFERENCES:

1. Лебедев А, Хойдра К. Порівняння існуючих методів роз'єднання біологічних тканин. Биомедицинская инженерия и электроника. 2016;1(12):9..
2. Патон Б, Иванова О. Тканесохраняющая высокочастотная электросварочная хирургия. Киев: Наукова думка; 2009.
3. Бондар Г., Купрієнко М., Волос Л. Високочастотне біологічне зварювання тканин в онкогінекології. Монографія. Донецьк: Каштан; 2010.
4. Бондарь Г., Седаков И., Кобец Р. Патоморфоз ткани грудной железы при выполнении радикальных операций с применением высокочастотной электрохирургической сварки. Клінічна хірургія, 2011;4.
5. 4. Лебедев О, Дубко А, Чвертко Н. Біполярний пінцет-різак для высокочастотної електрохірургії. Україна; 63757, 2011.
6. Моделирование адгезии и декогезии с помощью COMSOL Multiphysics [Internet]. RU Blog. 2019 [cited 14 December 2019]. Available from: <https://www.comsol.ru/blogs/how-to-model-adhesion-and-decohesion-in-comsol-multiphysics/>.

PLAGIARISM REPORT:

95% Unique

Total 1900 chars , 231 words, 13 unique sentence(s).

Essay Writing Service - Paper writing service you can trust. Your assignment is our priority! Papers ready in 3 hours! Proficient writing: top academic writers at your service 24/7! Receive a premium level paper!

Results	Query	Domains (original links)
Unique	Рассечение мышц грудной стенки электроножницами создает гемостаз сосудов и капилляров Рис	-
7 results	Отсутствие кровотечения после разрезания	plasma-skin.org studylib.ru med2.ru dental-group.com.ua talepdog.ru dentavita.md medicus.ru
Unique	Гемостаз осуществляется за счёт спазмов сосудов, который сохраняется после окончания резки	-
Unique	Эта композиция обеспечивает надёжный гемостаз в сосудах различного диаметра (Рис.3) [3-4]	-
Unique	б) коагуляция белковых масс в мышечной оболочке	-
14,100 results	Окраска гематоксилином и эозином	ru.wikipedia.org studopedia.ru dic.academic.ru youtube.com histotechnology.ru mydocx.ru studopedia.ru wiki2.org studopedia.su support.vydia.com
Unique	Поэтому наиболее удобным путём является компьютерное моделирование	-
Unique	В среде SolidWorks была создана 3-D модель биполярного зажима (Рис	-
Unique	Институт электросварки НАН Украины с начало 90-х годов занимается сваркой и резкой живых тканей	-
Unique	В зоне сварного соединения сосуда образуется клейкообразная коагуляционная биомасса "ДНК — протеин — ассоциированный	-
Unique	Изменения в артериях мышечного типа при использовании метода ВЧ-разъединения: а) оболочки сохранены, просвет смешанного	-
Unique	Оптимальная ширина электрода зависит от типа ткани и её толщины и изменяется в пределах	-
Unique	Целью работы было создание компьютерной модели электрохирургических ножниц, проведения статического, электрического и теплового анализа,	-
Unique	При изучении процесса резания и проектирования инструментов необходимо знать механические напряжения, перемещения, деформации, температуру,	-
Unique	Экспериментально определить эти величины сложно или невозможно из-за быстрого протекания процессов и небольшого объема	-

Top plagiarizing domains: studopedia.ru (2 matches); youtube.com (1 matches); dic.academic.ru (1 matches); histotechnology.ru (1 matches); wiki2.org (1 matches); support.vydia.com (1 matches); studopedia.su (1 matches); mydocx.ru (1 matches); ru.wikipedia.org (1 matches); med2.ru (1 matches); studylib.ru (1 matches); dental-group.com.ua (1 matches); talepdog.ru (1 matches); medicus.ru (1 matches); dentavita.md (1 matches); plasma-skin.org (1 matches);