



DOI: 10.6084/m9.figshare.13662224

LCC - № RD32-33.9

## ПРИМЕНЕНИЕ СВАРКИ ЖИВЫХ ТКАНЕЙ ДЛЯ ГЕМОСТАЗА ПРИ ХИРУРГИЧЕСКИХ ОПЕРАЦИЯХ (ОБЗОР)

Лебедев Алексей Владимирович <sup>1</sup>, Дубко Андрей Григорьевич <sup>2</sup>

<sup>1</sup> Национальный технический университет «Киевский политехнический институт им. Игоря Сикорского»

<sup>2</sup> Институт электросварки им. Е.О. Патона НАН Украины

**Corresponding author:** Лебедев Алексей Владимирович, д.т.н., профессор кафедры биомедицинской инженерии Национального технического университета «Киевский политехнический институт им. Игоря Сикорского». 03056, Киев, ул. Янгеля, 16/2, biowelding@gmail.com

**Abstract.** Welding of living tissue began to develop at the Paton Welding Institute (PWI) in the early 90s. The use of welding of living tissues for hemostasis during surgical operations reduces blood loss, the cost and time of the operation. It is available to surgeons with a lower degree of qualification. Bipolar forceps, clamps are used for hemostasis. Monopole electrodes are used for welding and hemostasis in ophthalmology. Instruments with split electrodes are used for bloodless tissue cutting, hemostasis of the surface of wounds and in thoracic surgery. With the help of special clamps with narrow electrodes and modes, bloodless cutting of tissue is possible with simultaneous hemostasis and an increase in the ablacticity of the operation. Hemostasis is carried out due to the formation of

**Анотація.** Сварка живых тканей (СЖТ) начала развиваться в Институте электросварки им. Е.О. Патона (ИЭС) в начале 90-х годов. Использование сварки живых тканей для гемостаза при хирургических операциях уменьшает потери крови, стоимость и время операции, её освоение доступно хирургам с меньшей степенью квалификации. Биполярные пинцеты, зажимы, используются для гемостаза. Монополярные электроды применяются для сварки и гемостаза в офтальмологии. Инструменты с расщеплёнными электродами используются для бескровного разрезания ткани, гемостаза поверхности ран, в торакальной хирургии. С помощью специальных зажимов с узкими электродами и режимов возможно бескровное

a sticky-like biomass, vasospasm and the presence of thrombotic masses. Bioglue is formed, the orientation of endothelial cells changes, collagen and smooth muscle fibers are tightly connected and change at the molecular level. There is practically no thermal damage to the tissue outside the electrodes. The design of the welding tool and the optimal compression force of the electrodes have a great influence on the reliability and strength of hemostasis. With manual setting of welding modes, reliable hemostasis is achieved in 66.4% of cases. An unstable result is observed in 22%, in 11.6% there is no tightness. Using the manual mode setting increases the operation time and fatigue the surgeons. Therefore, it is necessary to use automatic welding control, which eliminates these disadvantages. An examination of the PWI equipment for sealing pigs blood vessels was carried out in the USA. Arteries with a diameter of 2 to 8 mm and aorta were welded. The average strength of the joints is seven times the normal systolic pressure and is equal to 940 +/- 84 mmHg.

разрезание ткани с одновременным гемостазом и повышением абластичности операции.

Гемостаз осуществляется за счёт образования клейко подобной биомассы, спазмом сосудов и наличием тромботических масс. Образуется биоклей, изменяется ориентация эндотелиальных клеток, происходит тесное соединение коллагеновых и гладкомышечных волокон и их изменение на молекулярном уровне. Термическое поражение ткани за пределами электродов практически отсутствует. Большое влияние на надёжность и прочность гемостаза оказывает конструкция сварочного инструмента и оптимальное усилие сжатия электродов. При ручной установке режимов сварки надёжный гемостаз достигается в 66,4% случаев. Нестабильный результат наблюдается в 22%, в 11,6% герметичность отсутствует. Использование ручной настройки режима увеличивает время операции и утомляет хирургов. Поэтому необходимо использовать автоматическое управление сваркой, которое полностью устраняет эти недостатки. В США была проведена экспертиза оборудования, сконструированного в ИЭС, для заваривания кровеносных сосудов. Эксперименты проводились на свиньях. Сваривались артерии диаметром от 2 до 8 мм и аорта. Средняя прочность соединений в семь раз превышает нормальное систолическое давление и равно 940+/-84 мм. рт. ст.



**Keywords:** Сварка живых тканей, гемостаз, ток высокой частоты, зажим, пинцет.

**Section:** Instrumentation, Sensors, and Measurement

**Introduction.** Сварка живых тканей (СЖТ) начала развиваться в Институте электросварки им. Е.О. Патона (ИЭС) в начале 90-х годов. Цикл сварки состоит из трёх этапов. На первом этапе биологическая ткань сжимается электродами. На втором этапе через ткань пропускается ток высокой частоты, который нагревает и способствует образованию соединения. На третьем этапе происходит остывание и затверждение сварочного соединения. В США была проведена экспертиза оборудования ИЭС для заваривания кровеносных сосудов. Эксперименты проводились на свиньях. Сваривались артерии диаметром от 2 до 8 мм и аорта. Средняя прочность соединений в семь раз превышает нормальное систолическое давление и составляет  $940 \pm 84$  мм. рт. ст. Сварка живых тканей используется во многих областях хирургии [1-2]. Наибольшее распространение она получила для заваривания кровеносных сосудов (рис. 1).

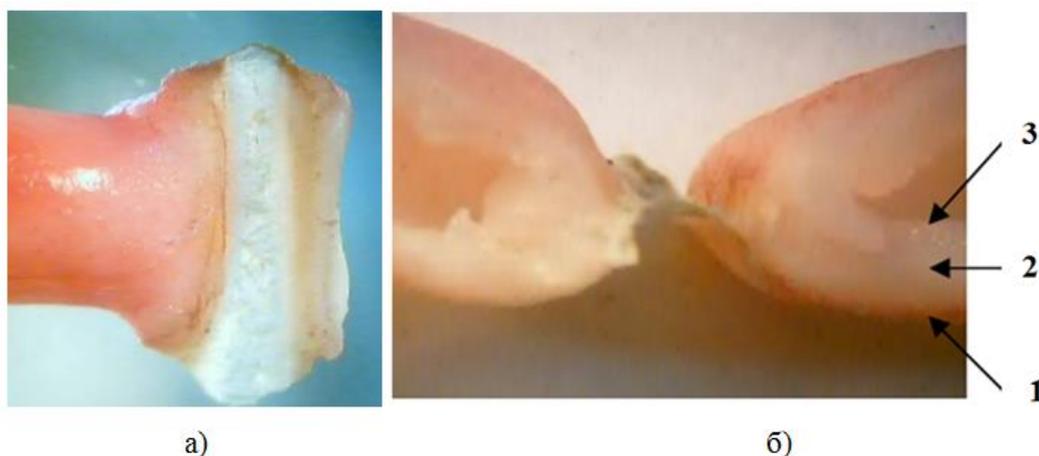


Рис. 1 – а) Внешний вид заваренной артерии свиньи диаметром 7 мм; б) Разрез артерии: 1- адвентиция; 2 - медиа; 3 - интима.

При этом существенно сокращается время операции, потери крови, операцию может делать хирург с меньшей квалификацией, что особенно важно для сёл и небольших населённых пунктов.

В США была проведена независимая экспертиза сварки оборудованием ИЭС артерий свиней массой 70 кг. Сваривались артерии диаметром от 2 до 8 мм и аорта. Средняя прочность соединений в семь раз превышает нормальное систолическое давление и составляет  $940 \pm 84$  мм. рт. ст. На способ сварки биологических тканей сваркой получены украинские и иностранные патенты [3-7].

Гистология сварочных соединений заметно отличается от обычной электрохирургии. Образуется клейкоподобная коагуляционная масса "ДНК—протеин—ассоциированный аутобиоклей". Именно эта композиция обеспечивает надежный гемостаз в сосудах различного диаметра. Просвет сосудов сужен и заполнен эозинофильными массами (рис. 2). Средние размеры зоны термического поражения рядом с электродом не более 1,2мм. Это позволяет более безопасно выполнять гемостаз в непосредственной близости от крупных сосудов и нервных сплетений [8].

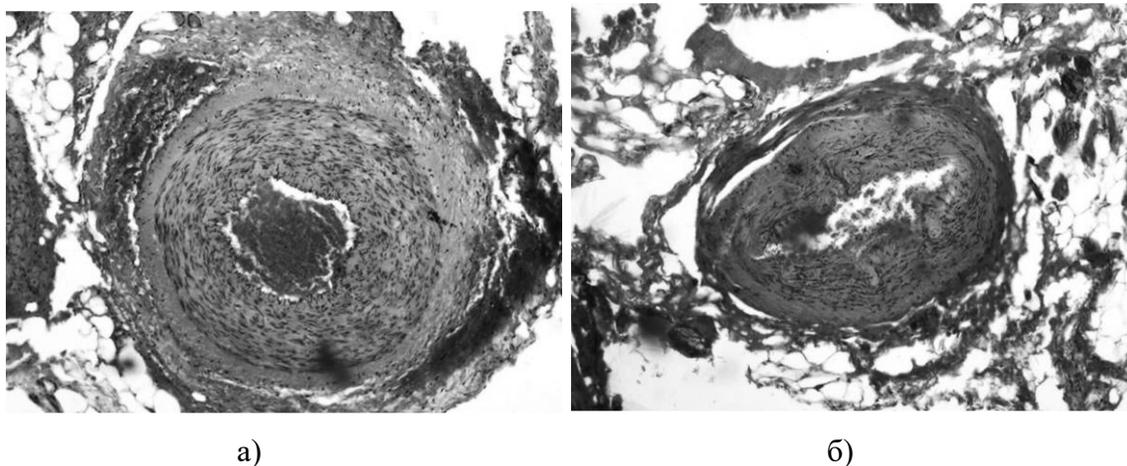


Рис. 2 - Изменения в артериях мышечного типа при использовании ВЭС ЖМТ; а) — оболочки сохранены, смешанный тромб в просвете; б) — в мышечной оболочке коагуляция белковых масс. Окраска гематоксилином и эозином. Увеличение  $\times 200$  [8].

В месте наложения электродов наблюдается тесное соединение пучков эластических, коллагеновых и гладкомышечных волокон (рис. 3). Ядра эндотелиальных клеток в результате прохождения электрического тока располагаются перпендикулярно базальной мембране. [1, 9].

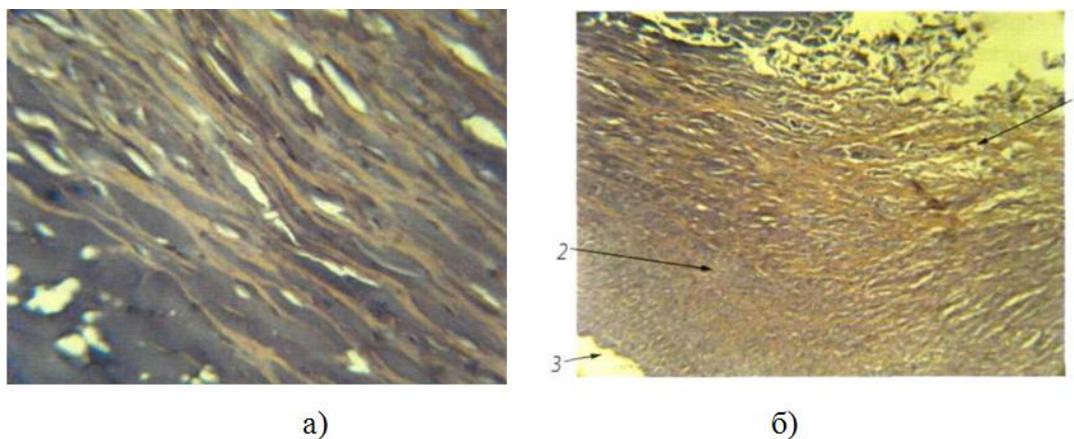


Рис. 3 - Перифокальная зона сваренной артерии а) - коллагеновые волокна и гладкомышечные клетки (\*400); б) 1 - адвентиция, 2 – медиа, 3 – интима (\*100) [1].

В сварочном соединении происходит изменение коллагеновых волокон на молекулярном уровне. При ВЧ-сварке глобулярные белки подвергаются тепловой денатурации: повышение температуры вызывает структурное переход типа «глобула-клубок», в результате чего формируются клее подобные субстанции [10]. Под действием ВЧ-сварки происходит само собирание протеогликановых фибрилл в нано структурный упорядоченный межклеточный матрикс. Феномен формирования протеогликанов каркаса, способного обеспечить организацию клеток, может быть обусловлен следующими процессами:

- по мере повышения температуры часть жидкости испаряется, эффективная концентрация элементного содержания биополимеров в замкнутой системе растёт;
- создаётся трёхмерную топологию активного пространства с уникальными физическими параметрами, которые могут обеспечить само собирание послойных нано структур [11].

Большое влияние на качество и удобство работы хирургов оказывают сварочные инструменты. Для гемостаза небольших сосудов используются пинцеты (рис. 4а), для больших диаметров - зажимы (рис. 4 б).



Рис. 4 – Биполярные электрохирургические инструменты: а) пинцеты, б) зажимы

С помощью специальных зажимов с узкими электродами и режимов возможно бескровное разрезание ткани с одновременным гемостазом (рис. 5) [12-13].



Рис. 5 - Рассечение мышц электрохирургическими ножницами с одновременным гемостазом.

Заваривание капиллярного кровотечения на поверхности раны делается инструментами с двумя электродами, между которыми установлена тонкая изоляционная пластина [14-15]. Такой инструмент используется также в лапароскопических операциях лечения буллезной болезни лёгких (рис. 6).



Рис. 6 - Лечение буллезной эмфиземы лапароскопическим инструментом с раздвоенным электродом.

Удаление внутриглазных опухолей с одновременным гемостазом производится монополярным инструментом диаметром 0,8 мм (рис. 7а) [16]. Таким же инструментом выполняется приваривание сетчатки при её отслоении (рис. 7б). Компьютерное моделирование позволяет определить температуру и деформации, а также найти оптимальные напряжения, длительности сварки и усилия давления на инструмент [17].

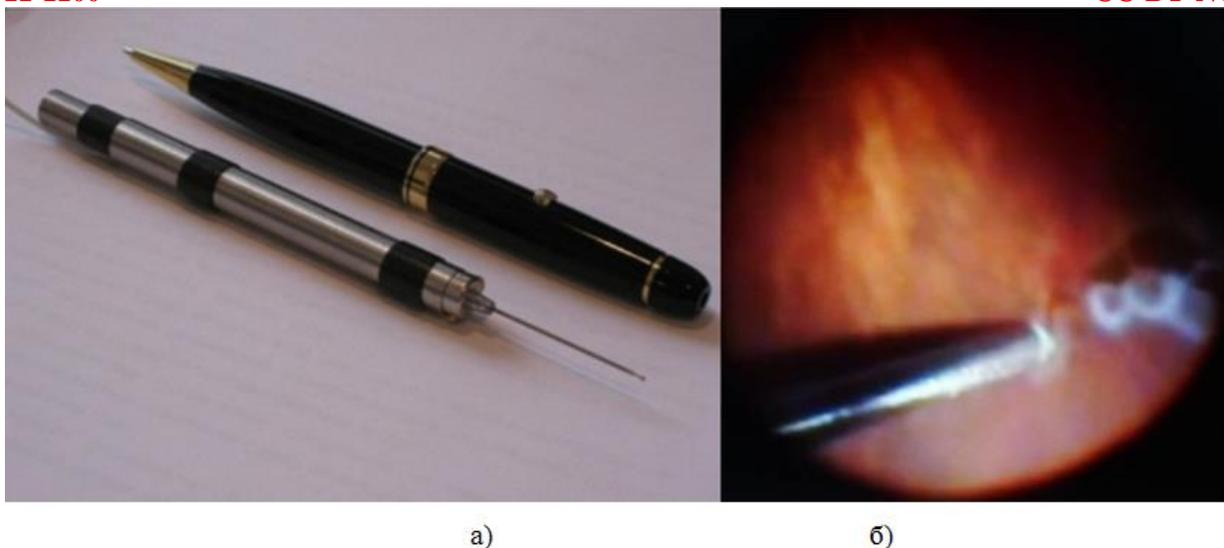


Рис. 7 - а) Монополярный инструмент диаметром 0,8 мм; б) приваривание сетчатки к глазному дну.

Рассечение глазного нерва электросварочными ножницами с одновременным гемостазом повышает абластичность энуклеации глаз с ретинобластомой повышенного риска инвазии зрительного нерва [18].

**Materials and methods.** В работе [19] исследована прочность сваренных сосудов диаметром от 3 до 12 мм в зависимости от усилия сжатия электродов и режимов сварки. Проведены исследования влияния удельного давления электродов на прочность соединения. Для получения фиксированного давления, использовались зажимы с защёлками. Наибольшая прочность соединения достигается при удельном давлении 1,7 МПа. При удельном давлении меньше 0,5 МПа прочность уменьшается до  $365 \pm 107$  мм.рт.ст. В случае дальнейшего уменьшения давления шов не образуется. При увеличении давления больше 1,7 МПа, прочность также уменьшается из-за повреждений сосуда электродами. Давление 3,75 МПа электроды продавливают ткань до короткого замыкания. Примерно такие же данные о влиянии давления на прочность приведены в статье [20-21]. При сварке электроды загрязняются. Сравнительные эксперименты по влиянию 50 циклов сварки на прочность швов показали, что швы, сваренные зажимами ENSEAL с криволинейной формой электродов зажима увеличивают свою прочность с 998,2 до 1230,1 мм.рт.ст. Прямоугольные электроды дают увеличение прочности с 1499 до 1515 мм.рт.ст. Прочность швов, полученная оборудованием LigaSure, после 50 циклов сварки, снижается с 1424 до 695 мм.рт.ст. Возможно, это объясняется меньшим удельным давлением, особенно в дистальной области, зажимов LigaSure [22].

При ручной установке напряжения и длительности герметичное соединение достигается в 66,4% случаев. Нестабильный результат наблюдается в 22%, в 11,6% соединение отсутствует. Кроме того, использование ручной настройки режима увеличивает время операции и утомляет хирургов. Поэтому необходимо использовать автоматическое управление сваркой. Напряжение и длительность сварки автоматически изменяются в зависимости от состояния и толщины ткани, степени загрязнённости электродов и усилия их сжатия. В качестве информации о состоянии ткани используется относительное значение импеданса. В начале сварки импеданс падает до значения  $Z_{min}$  вследствие нагрева жидкости в ткани, потом начинает расти из-за коагуляции белка и высушивания ткани. Затем система управления путём регулирования напряжения стабилизирует импеданс на уровне  $1,3-1,5 \cdot Z_{min}$ . (рис. 8) [23].

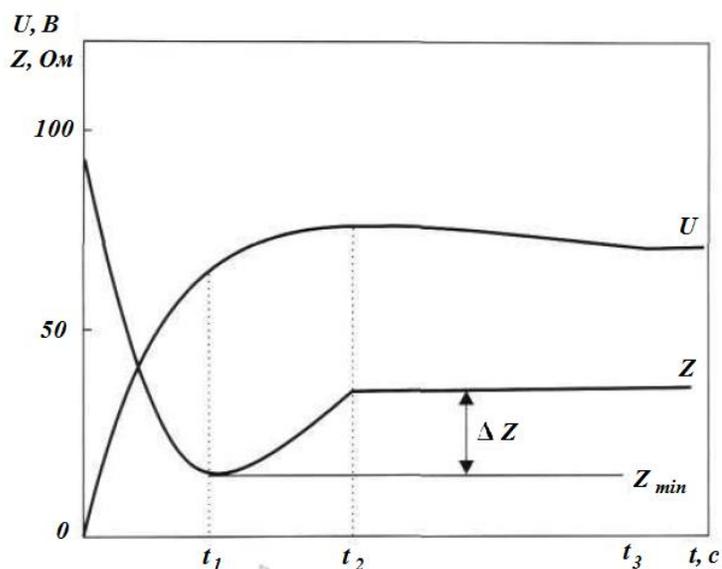


Рис. 8 - Зависимость напряжение и импеданса при автоматическом управлении сварки.

Для получения прочного соединения выполнить несколько условий: амплитуда напряжения быть выше определённого значения, обеспечивающего разрушение мембран клеток и ткань не должна перегреваться. Для этого напряжение пачками. Частота модуляции примерно в 10 раз меньше частоты напряжения (рис.9).

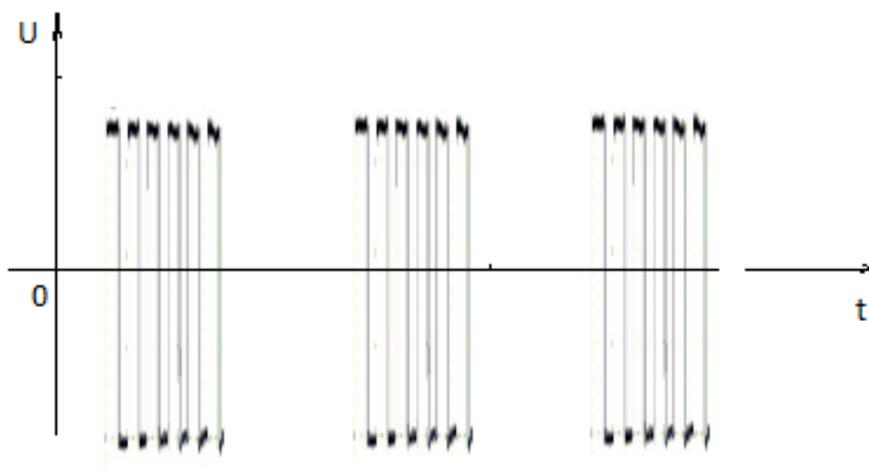


Рис. 9 - Модуляция сварочного напряжения.

Если ткань все равно перегревается, то модулированное напряжение ещё раз модулируется с частотой несколько герц. В перерывах тепло уходит в электроды, снижая температуру ткани.

Исследование и математическое моделирование гемостаза удобно использовать с помощью комплекса SolidWorks [24-26]. На прочность сваренного сосуда большое влияние оказывает форма культи (рис.10).

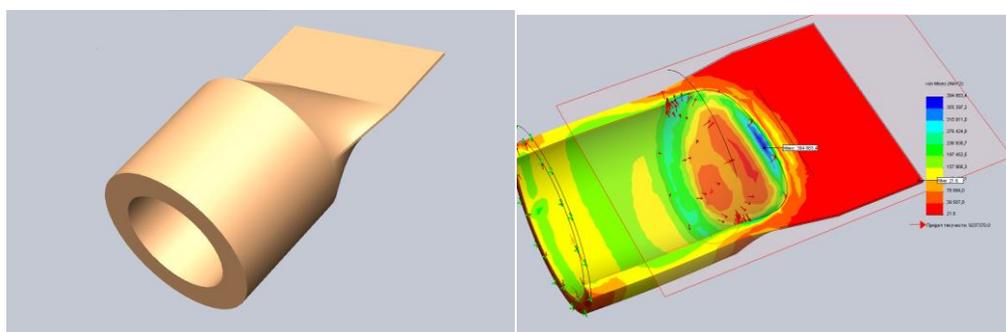


Рис. 10 – а) Модель сваренной артерии диаметром 6 мм, созданной в SolidWorks; б) механические напряжения в сваренной артерии диаметром 6 мм при давлении крови внутри сосуда 250мм.рт.ст.

Механические напряжения в месте сварки распределяются неравномерно. Их максимальная величина более чем в 10 раз превышает давление крови и находится на внутренней поверхности шва

(рис. 11) [27]. Наличие тромба на внутренней поверхности сварочного соединения (рис. 11) делает более равномерным распределение механических напряжений.

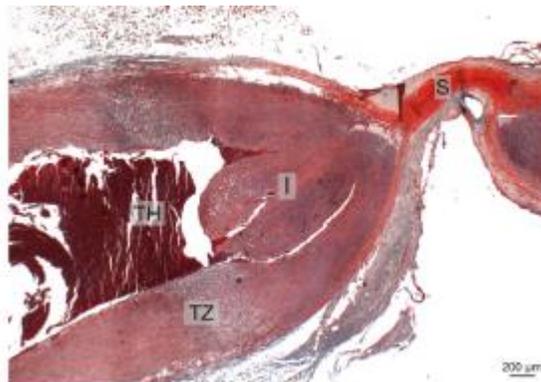


Рис. 11 - Гистология сваренной артерии: S – шов; I – медиа; TH – тромб; TZ – переходная зона [28].

С увеличением частоты сварочного напряжения начинает сказываться эффект вытеснения тока к внешней поверхности электрода [29-31]. При увеличении частоты уменьшается толщина поверхностного слоя по которому проходит переменный ток из-за скин-эффекта (рис. 12).

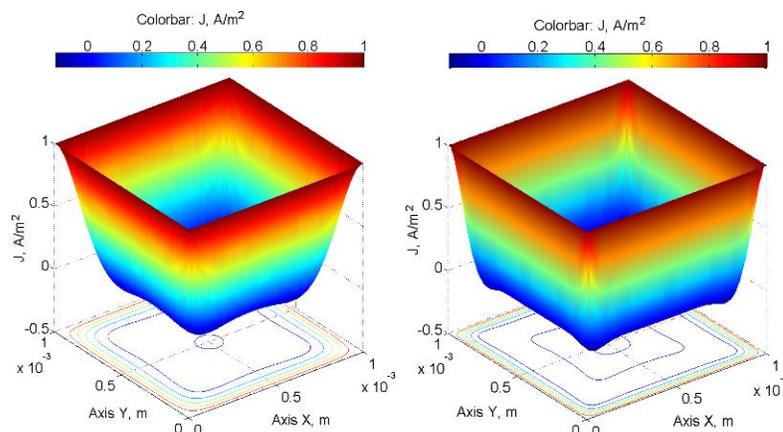


Рис. 12 - Распределение плотности тока в медном электроде прямоугольного сечения  $1 \times 1$  мм<sup>2</sup>: а) частота 440 кГц; б) частота 1,5 МГц.

Это явление необходимо учитывать при разработке новых эффективных электрохирургических инструментов для получения качественных соединений живых тканей. Изменением частоты тока и формы электродов можно влиять на ширину сварного шва, поскольку слишком большая ширина шва приводит к более травматическому течению операции, а слишком мала

- не обеспечивает качество и прочность сварного соединения. Увеличить площадь поперечного сечения при использовании набора изолированных друг от друга электродов.

Важнейшим элементом конструкции биполярных электрохирургических инструментов служит покрытие, которое наносится на поверхность его браншей и электродов. Покрытие необходимо для обеспечения электробезопасности медицинского персонала, защиты пациента при проведении оперативного вмешательства и эстетического внешнего вида инструментов. При этом важной задачей является необходимость обеспечения адгезионной прочности, равномерности и однородности покрытия по всей поверхности нанесения, отсутствия посторонних включений, пор и возможности нанесения маркировки на инструмент. Также необходимо учитывать, что применение биполярных инструментов в операционной обуславливает контактирование электродных поверхностей с живой биологической тканью, поэтому покрытие должно быть изготовлено из биосовместимых материалов, соответствовать токсикологическим, санитарно-гигиеническим и медицинским требованиям [32].

При сварке пинцетом электроды должны сходиться под углом, чтобы кончики бранш захватывали ткань (рис. 13). Сжатие ткани происходит неравномерно, что приводит к уменьшению прочности [13,22, 33-35]. Эти противоречия надо учитывать при проектировании инструмента.

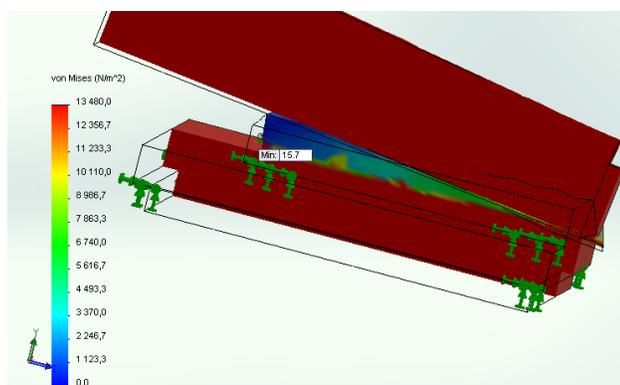


Рис. 13 - Механические напряжения в ткани при силе сжатия 2 Н

Нагрев ткани по при гемостазе происходит неравномерно. Наибольшая температура достигается в середине ткани. Это может вызвать появление дефектов в сварке [13, 20-22, 35].

### Conclusions.

1. Применение сварки живых тканей для гемостаза уменьшает потери крови, стоимость и время операции, её освоение доступно хирургам с меньшей степенью квалификации.

2. Гистология сварочных соединений заметно отличается от обычной электрохирургии. В месте сварки образуется "ДНК-протеин-ассоциированный аутобиоклей". Изменяется ориентация эндотелиальных клеток, происходит тесное соединение коллагеновых и гладкомышечных волокон и их изменение на молекулярном уровне.

2. Для создания прочного соединения необходимо оптимальные форма электродов, усилие сжатия и автоматическое управление сваркой.

3. Автоматическое управление сваркой позволяет получить герметичный гемостаз с минимальными термическими повреждениями и высокой прочностью.

**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.

### ORCID

**ORCID** 0000-0002-8692-6677 Alexei V. Lebedev

**ORCID** 0000-0001-6070-3945 Andrii Dubko

**REFERENCES:**

1. Патон Б.С., Иванова О.Н. Тканесохраняющая высокочастотная электросварочная хирургия. - Киев: Наукова думка, 2009. 200 с.
2. Лебедев А.В., Дубко А.Г. Применение электросварки живых тканей в хирургии (обзор) // Медицинская техника № 1. 2020 г. С.51-55.
3. Paton B.E., Lebedev V.K., Vorona D.S., et al. Bonding of soft biological tissues by passing high frequency electric current therethrough // Patent US 6562037 . Publ. May 13, 2003.
4. Paton B. E., Lebedev V. K., Lebedev A.V. System and method for control of tissue welding / /Patent US 6733498. Publ. Aug.21.2004.
5. Патон Б.С., Лебедев В.К., Иванова О.М. та інші. Спосіб зварювання біологічної тканини, спосіб керування зварюванням біологічної тканини (варіанти) і пристрій для зварювання біологічної тканини (варіанти). Патент України №77064, Опубліковано 16.10.2006. Бюл. № 10/2006
6. Патон Б.Е., Лебедев В.К., Лебедев А.В. и др. Способ сварки мягких тканей животных и человека / Патент РФ на изобретение №2294171. Опубл. 27.02.2007. Бюл. №6.
7. Patton B.E., Lebedev V.K., Furmanov Y.A., et al. Instrument and method for the end-to-end reconnection of intestinal tissues / Patent App. US 2007/0276363 A1. Publ. Nov.29.2007.
8. Бондарь Г. В., Седаков И. Е., Кобец Р. А. Патоморфоз ткани грудной железы при выполнении радикальных операций с применением высокочастотной электрохирургической сварки // Клінічна хірургія. 2011. №4. С. 5-8.
9. Бондар Г.В., Купрієнко М.В., Волос Л.І. та ін. Високочастотне біологічне зварювання тканин в онкогінекології. – Донецьк: «Каштан», 2010. 264 с.
10. Патон Б.С., Булавін Л.А., Актан О.Ю. та ін. Структурні перетворення колагену при електрозварюванні м'яких біологічних тканин // Доповіді Національної академії наук України. 2010. № 2. С. 94-102.
11. Вазина, А. А. Васильева А.А., Ланина Н. Ф. Исследование молекулярной и наноструктурной динамики биологических тканей под влиянием высокочастотной электрохирургической сварки // Известия РАН. Серия физическая, 2013, том 77, № 2, С. 168–172.

12. Хойдра К.Ю., Лебедев А.В. Сравнение существующих методов разъединения биологических тканей // Биомедицинская инженерия и электроника. 2016. №1. 9 с.
13. Явдошко А.С., Лебедев А.В. Компьютерное моделирование бескровного разрезания живых тканей электрохирургическими зажимами и ножницами в хирургии // Биомедицинская инженерия и электроника. №2, 2019. 8 с.
14. Патон Б. Є., Лебедев В.К., Лебедев О. В. та інш. Інструмент для біполярної високочастотної коагуляції живих м'яких тканин тварин і людини / Патент України 29797. Опубл. 25.01.2008.
15. Косаковський А.Л., Семенов Р.Г., Косаківська І.А. Біполярний електроскальпель / Патент України 63049. Опубл. 10.11.2010. Бюл. № 21.
16. Уманец Н.Н., Пасечникова Н.В., Науменко В.А. и др. Эндорезекция меланомы сосудистой оболочки глазного яблока с использованием высокочастотной электросварки биологических тканей // Офтальмологический журнал. 2016. №4. С. 11-14.
17. Драгомирецкий Н.Я., Лебедев А.В. Метод высокочастотной электросварки биологических тканей в офтальмологии // Биомедицинская инженерия и электроника. 2017. № 4. 7 с.
18. Пасечникова Н.В., Науменко В.А., Думброва Н.Е. и др. Ультраструктурные изменения в тканях орбиты при энуклеации глазного яблока с использованием высокочастотной электросварки биологических тканей // Офтальмологический журнал. 2012. №6. С. 85-91.
19. Швед О. Є., Подпратов С. Є., Гупало Ю. М., Лебедев О. В., Дубко А. Г. Експериментальне обґрунтування нового методу гемостазу//Клінічна хірургія. – 2008. - №7. – С. 49-54
20. Wallwiener C, Wallwiener M, Neunhoffer E, Menger M, Isaacson K, Zubke W. Intelligent, impedance-regulated, pulsed coagulation in a porcine renal artery model // Fertil Steril. 2007; 88:206–211. August 2007
21. Presthus JB, Brooks PG, Kirchhof N. Vessel sealing using a pulsed bipolar system and open forceps // Assoc Gynecol Laparosc. 2003; 10:528–533.
22. Edward G. Chekan, Mark A. Davison, David W. Singleton, John Z. Mennone, Piet Hinoul. Consistency and sealing of advanced bipolar tissue sealers // Medical Devices: Evidence and Research 2015:8. P.193-199.

23. Патон Б.Е., Лебедев В.К., Лебедев А.В. и др. Способ сварки мягких тканей животных и человека / RU229417. Номер заявки 2003135514/14. Дата публикации 2007/2/27
24. Лебедев А.В., Дубко А.Г., Лопаткина Е.Г. Основные биофизические свойства мягких живых тканей при электросварке. // Серия Машинобудування № 61, 2011. НТУУ" КПІ"
25. Лебедев, А. В., Дубко А.Г. Особенности применения теории контактной сварки металлов к сварке живых тканей. // Технічна електродинаміка. – 2012. – Вип. 2. – С. 187–192.
26. Dubko A.G., Lebedev A.V., Lopatkina E.G. Mathematical Methods of Research of the Electric Welding of Soft Biological Tissues. TCSET'2012, February 21–24, 2012, Lviv-Slavske, Ukraine. P. 226.
27. Бойко И. А., Лебедев А.В. Зависимость прочности сваренных кровеносных сосудов от диаметра, толщины и модуля Юнга // Биомедицинская инженерия и электроника, №2, 2014. 8 с.
28. Kraemer B., Tsaousidis C., Kruck S. Safety and effectiveness of a novel generator algorithm for bipolar vessel sealing // BMC Surgery volume 19, Article number: 160 (2019). 12 с.
29. Sydorets V., Dubko A. Increase of Efficiency of Electrosurgical Tools for Welding of Live Biological Tissues // Second International Conference on Intelligent Energy and Power Systems (IEPS-2016), Kyiv, Ukraine (2016) 236-238.
30. Sydorets, V., Lebedev A., Dubko A. Mathematical Modeling of the Current Density Distribution in a High-Frequency Electrosurgery [Text] // 16th International Conference on Computational Problems of Electrical Engineering (CPEE), Lviv, Ukraine. – 2015. - P. 215-217.
31. Сидорець, В.М., Дубко А.Г. Розподіл струму в електродах електрохірургічних інструментів при зварюванні біологічних тканин // Восточно-Европейский журнал передових технологій. – 2015. - №3. - С. 24-28.
32. Дубко А.Г., Чвертко Н.А., Лебедев А.В. Особенности применения покрытий при изготовлении электрохирургических инструментов для биполярной высокочастотной сварки // Вестник полоцкого государственного университета. Серия В.№11. – 2018. – С. 88-94.
33. Ярова С.О., Лебедев А.В. Математическое моделирование сварки кровеносных сосудов электрохирургическим пинцетом // Биомедицинская инженерия и электроника, №1, 2016. 7 с.

34. Лебедев А.В., Дубко А.Г., Яровая С.О. Математическое моделирование контактной сварки живых тканей специализированными микрохирургическими пинцетами / А.В. Лебедев, А.Г. // Вестник НТУ «ХПИ». – 2016. - №25(1197). – С. 60-65.
35. Явдошко А.С. Лебедев А.В. Моделирование тепловых процессов электрохирургического инструмента в SolidWorks. Биомедицинская инженерия и электроника, 2018, №2. 8 с.

