

УДК 57.089.001.66

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ СВАРКИ КРОВЕНОСНЫХ СОСУДОВ ЭЛЕКТРОХИРУРГИЧЕСКИМ ПИНЦЕТОМ

А.В. Лебедев, С.О. Ярова.
Национальный технический университет Украины "Киевский политехнический институт"

UDC 57.089.001.66

MATHEMATICAL MODELING OF WELDING BLOOD VESSELS BY ELECTROSURGERY FORCEPS

A.V. Lebedev, S.O. Yarova.
National Technical University of Ukraine "Kyiv Polytechnic Institute"

***Аннотация.** Сварка кровеносных сосудов электрохирургическим пинцетом применяется при операциях для остановки кровотечения. Разработана методика моделирования в среде SolidWorks, которая позволяет получить распределение механических напряжений, деформаций, перемещений ткани и пинцета. Конструкции всех типов пинцетов сделаны так, что электроды были расположены под углом. Это улучшает захват ткани, но приводит к неравномерности сжатия. Изгиб брани пинцета улучшает равномерность распределения напряжений.*

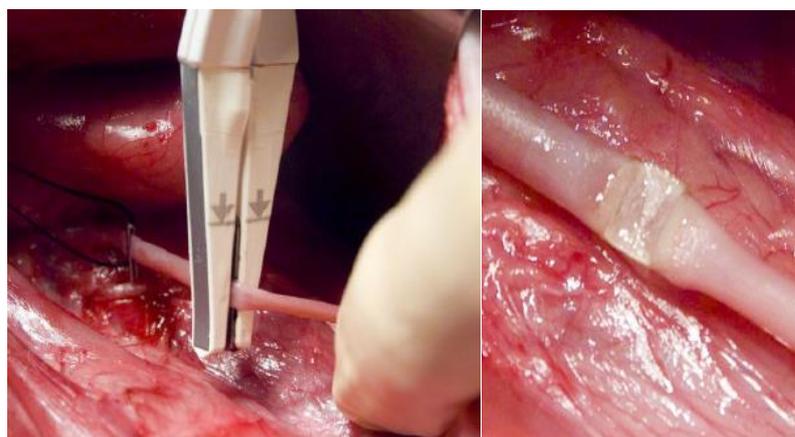
***Summary.** Electrosurgical instruments for the coagulation of biological tissue is used in almost all surgical operations. SolidWorks modeling allows to obtain the distribution of the mechanical stresses, displacements and strains. The design of all types of forceps are made so that the electrodes were positioned at an angle. This improves the grip of the tissue, but leads to uneven compression. Bending the jaws of the forceps improves the uniformity of the stress distribution.*

Ключевые слова: электрохирургический биполярный пинцет, коагуляция кровеносных сосудов, гемостаз, электрохирургия.

Keywords: bipolar electro surgical forceps, coagulation of blood vessels, hemostasis, electro surgery.

ВВЕДЕНИЕ

Осуществление гемостаза является неотъемлемым этапом любого оперативного вмешательства. От качества и скорости зависит общая продолжительность операции, тяжесть течения послеоперационного периода, характер восстановления функций оперированных органов (Рис.1) [1].



А

Б

Рис.1. Сварка артерии электрохирургическим зажимом (А), сваренная артерия (Б).

Процесс сварки кровеносных сосудов до сих пор до конца не изучен, параметры для хирургических инструментов подбираются экспериментальным путем, поэтому есть необходимость в разработке методики математического моделирования.

ЦЕЛЬ И ЗАДАЧИ ИССЛЕДОВАНИЯ.

Создать модель сварки сосуда пинцетом, определить распределение механических напряжений в биологической ткани в зависимости от силы сжатия электродов и механических свойств, определить оптимальную форму браншей и электродов, рассмотреть влияния не параллельности схождения электродов.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ.

Моделировался электрохирургический пинцет, изготовленный на базе анатомического пинцета с длиной бранш 170 мм. Моделирование проводилось с помощью комплекса SolidWorks. Возможность применения SolidWorks для исследования в биоинженерии обоснована в работах [1, 2]. SolidWorks позволяет создавать 3D изображения деталей и устройств (Рис.2), исследовать механические напряжения, деформации и перемещения (Рис.4-7).

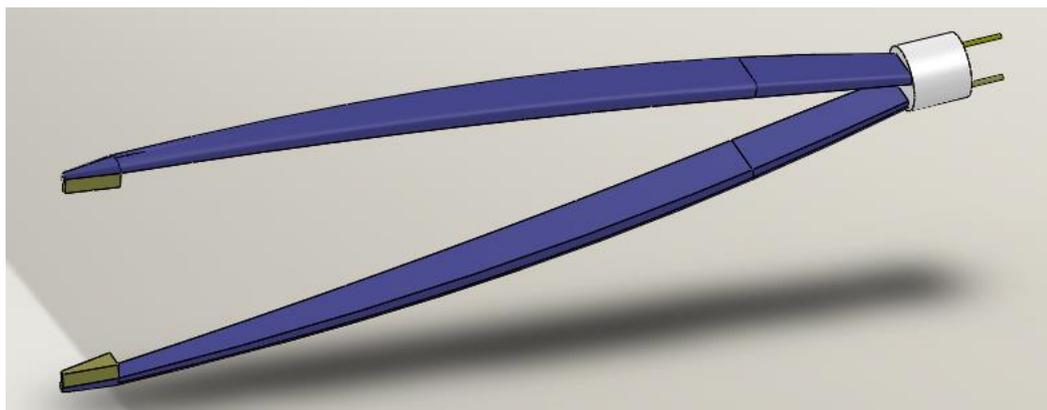


Рис. 2. 3D модель электрохирургического пинцета.

Сжатие сосуда происходит симметрично. Поэтому для упрощения моделирования будем использовать одну браншу 1 с электродом 2 и одну стенку сосуда 3 (Рис. 3). Середина сосуда не перемещается к какому-либо электроду. Это моделируется пластиной 4 под тканью. Для того, чтобы электроды пинцета надежно захватывали и удерживали ткань, необходимо их первоначальное касание к ткани под углом. При сжатии происходит деформация бранш и выравнивание электродов.

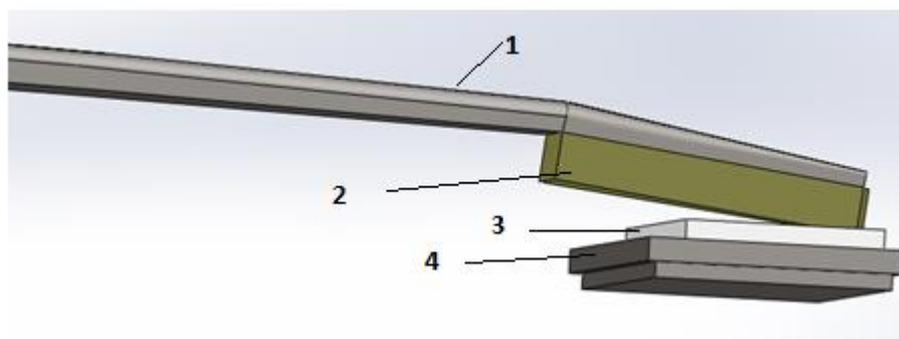


Рис. 3. Модель пинцета и кровеносного сосуда: 1 – бранша, 2 – электрод, 3 –сосуд, 4 –пластина.

Для моделирования использовался пинцет с длиной электродов 20 мм. Электрод имеет клинообразную форму с максимальной шириной 4 мм. Толщина стенки сосуда – 1 мм. Для расчета механических напряжений необходимо знать модуль Юнга и коэффициент Пуассона. Модуль Юнга зависит от типа и диаметра сосудов и находится в пределах $0,6 \cdot 10^5$ – $12 \cdot 10^5$ Па. Коэффициент Пуассона меняется от 0,41 до 0,49 [2]. Механические напряжения в сосуде и ткани рассчитывались по методике von Mises. Коэффициент Пуассона во всех случаях принят равным 0,45.

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ ДАННЫЕ И ИХ ОБРАБОТКА.

На рис.4 показаны результаты моделирования при усилии сжатия браншей пинцета 2 Н. Максимальное механическое напряжение создается под острием электрода и равно 13 480 Н/м². При удалении от острия электрода напряжение в ткани плавно уменьшается до нуля. Электрод касается артерии не по всей длине. Поэтому сваривается часть сосуда.

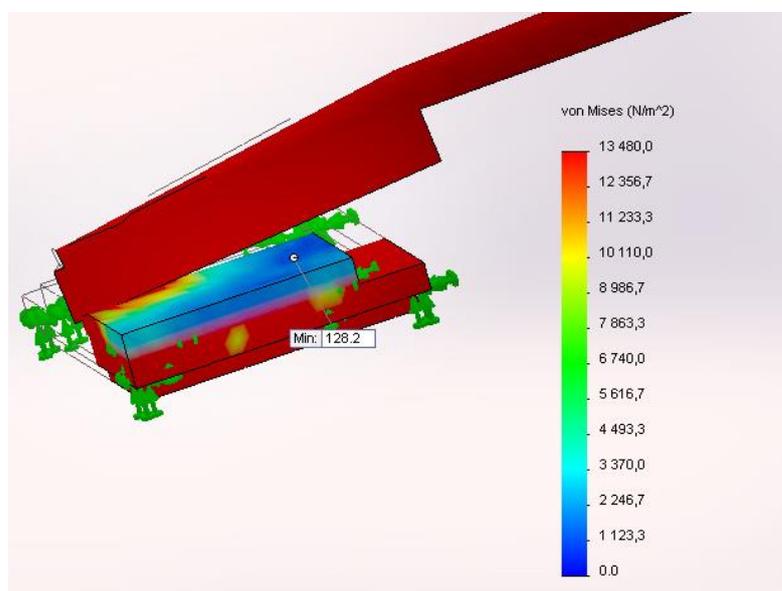


Рис. 4. Механические напряжения при силе сжатия браншей 2 Н и модуле Юнга $7 \cdot 10^5$ Па.

При увеличении усилия сжатия до 4 Н, увеличивается площадь касания электрода с сосудом, неравномерное распределение напряжения по длине электрода сохраняется (Рис. 5).

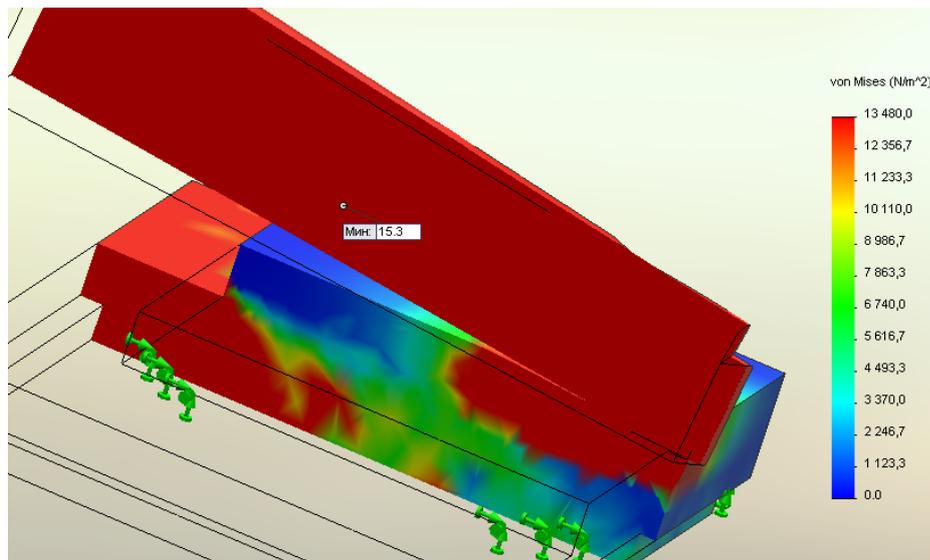


Рис. 5. Механические напряжения при силе сжатия браншей 4 Н и модуле Юнга $7 \cdot 10^5$ Па.

При увеличении модуля Юнга с $7 \cdot 10^5$ Па до $12 \cdot 10^5$ Па сохраняется неравномерное распределение напряжения (Рис. 6-7).

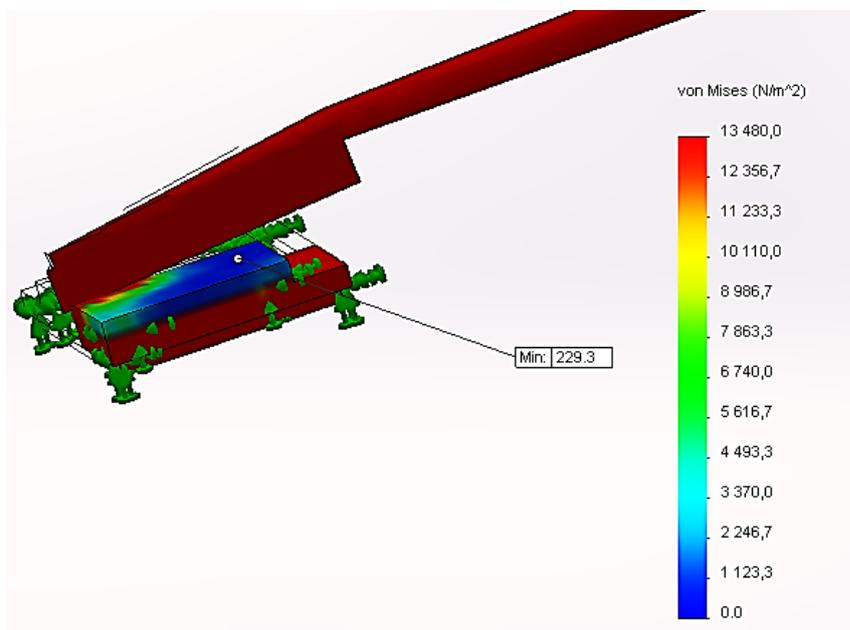


Рис. 6. Механические напряжения при силе сжатия браншей 2 Н и модуле Юнга $12 \cdot 10^5$ Па.

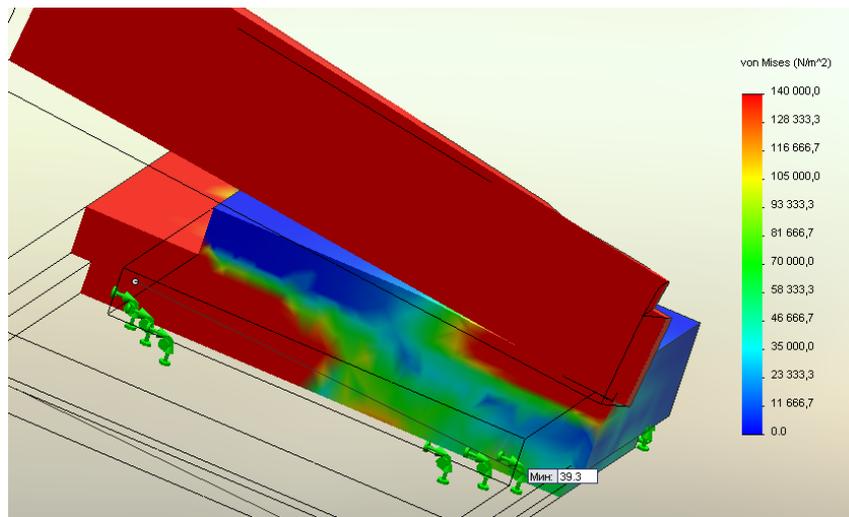


Рис. 7. Механические напряжения при силе сжатия браншей 4 Н и модуле Юнга $12 \cdot 10^5$ Па.

Для того, чтобы более равномерно распределить напряжения, необходимо изогнуть браншу электрода (Рис. 9-10).



Рис. 9. Изогнутая бранша электрода

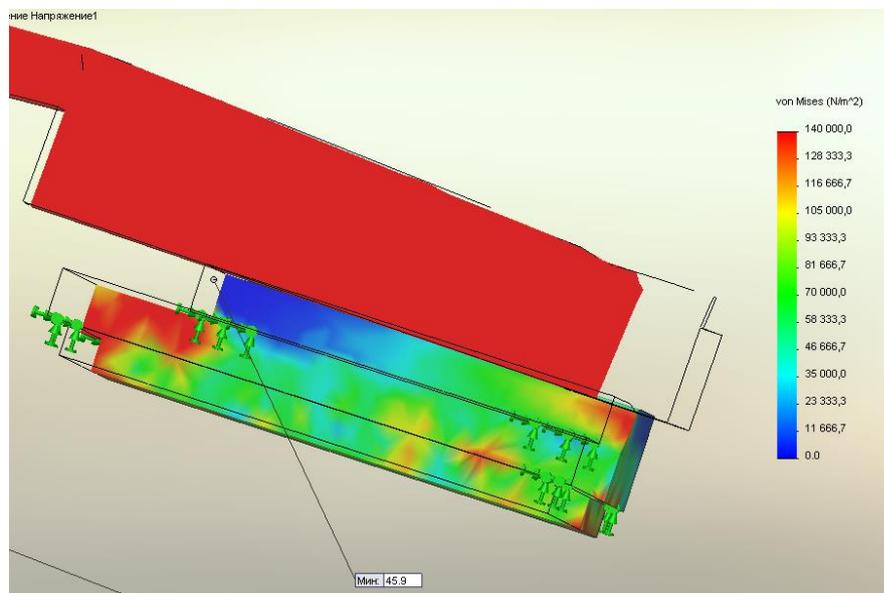


Рис. 10. Механические напряжения при силе сжатия браншей 4 Н и модуле Юнга $12 \cdot 10^5$ Па.

ВЫВОДЫ

1. Применение комплекса SolidWorks дает возможность исследовать механические напряжения, деформации и перемещения в свариваемом сосуде и пинцете.
2. Конструкции пинцетов сделаны так, чтобы электроды, в начале захватывания ткани, были расположены под углом. Это улучшает фиксацию ткани, но приводит к неравномерности её сжатия.
3. Изгиб бранш пинцета уменьшает неравномерность сжатия ткани.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. А.В. Лебедев, И.А. Бойко. Зависимость прочности сваренных кровеносных сосудов от диаметра, толщины и модуля Юнга стенки. Биомедицинская инженерия и электроника, 2014, № 2(6).
2. Кривохижина О.В. Информационное обеспечение предоперационного прогнозирования состояния сосудов в системе «Артериальные кровеносные сосуды» Автореферат на соискание ученой степени кандидата технических наук. Санкт-Петербург – 2007.-45 с.

Лебедев Алексей Владимирович, доктор технических наук, ведущий научный сотрудник Института электросварки им. Е.О. Патона НАН Украины, доцент Национального технического университета Украины "Киевский политехнический институт", 03056, м.Киев-56, проспект Победы, 37, +380502055561, biowelding@mail.ru. Научные интересы – сварка живых тканей, автоматическое управление, математическое моделирование.

Ярова Светлана Олеговна, магистрантка Национального технического университета Украины "Киевский политехнический институт", 03056, м.Киев-56, проспект Победы, 37, +380973674553, lac360yarova.ru@mail.ru.